

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. H. J. Refior

EINE *IN-VITRO*-STUDIE ÜBER DIE ZUGKRÄFTE IM
VORDEREN KREUZBAND UND VORDEREN
KREUZBAND-ERSATZ (LIGAMENTUM PATELLAE- UND
SEMITENDINOSUS-PLASTIK)

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Etienne Luciani

aus
München

2003

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:	Prof. Dr.med.habil. Dr.Ing. W. Plitz
Mitberichterstatter:	Priv.Doiz. Dr.med. P. Schöps Prof. Dr.med. G. Lob
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr.med. F. Sigmund
Dekan:	Prof. Dr.med. Dr.h.c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung:	20.3.2003

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	5
2. GRUNDLAGEN ZUR REKONSTRUKTION DES RUPTURIERTEN VORDEREN KREUZBANDES	7
2.1. Bedeutung des vorderen Kreuzbandes und seiner Ruptur	7
2.2. Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks	8
2.2.1. Anatomie der Kreuzbänder.....	9
2.2.2. Theorie der „überschlagenen Viergelenkkette“	10
2.3. Autogener Kreuzbandersatz.....	11
2.3.1. Rekonstruktion mit dem mittleren Drittel des Ligamentum patellae	11
2.3.2. Rekonstruktion mit der Semitendinosussehne.....	12
2.4. Implantationstechnik.....	12
2.4.1. Isometrie	12
2.4.2. Anbohrung des tibialen vorderen Kreuzband-Ansatzes	12
2.4.3. Anbohrung des femoralen vorderen Kreuzband-Ansatzes	13
2.4.4. Vorspannung.....	14
2.5. Biomechanische Eigenschaften der Ersatztransplantate.....	15
2.5.1. Kraft-Dehnungs-Verhalten von Ligamenten	15
2.5.2. Reißfestigkeit.....	15
2.5.3. Steifigkeit.....	16
3. METHODEN ZUR ZUGKRAFTMESSUNG AM VORDEREN KREUZBAND UND AN SEINEN ERSATZPLASTIKEN	18
3.1. Messungen am vorderen Kreuzband.....	19
3.1.1. „Hall effect strain transducer“	19
3.1.2. Umbohrung der tibialen Insertion.....	19
3.2. Messungen am vKB-Transplantat	20
3.2.1. Direkte Messung der Zugkräfte am LP-T (MARKOLF et al.).....	20
3.2.2. Direkte Messung der Zugkräfte am LP-T (RUPP et al.)	21
3.2.3. Intraoperative Kräftermessungen am SS-T.....	22
3.2.4. Messungen an einem Testligament aus Kevlar	23
4. MATERIAL UND METHODE	25
4.1. Humankniepräparate.....	25
4.2. Präparation des Knies.....	25
4.2.1. Entnahme der Semitendinosussehne	25

4.2.2.	Freipräparierung der Muskelansätze und Einzementierung in einer Haltevorrichtung	26
4.3.	Arthroskopie des Kniegelenks	26
4.4.	Anbohrung des tibialen vorderen Kreuzband-Ansatzes	29
4.4.1.	Tibiale Knochenkeilentnahme	29
4.4.2.	Plazierung eines Zielgerätes zur zentrischen Anbohrung	30
4.4.3.	Fixierung eines Zielgerätes zur Freilegung der tibialen Insertion	31
4.4.4.	Fixierung einer Schraube entlang des Bohrkanals	32
4.4.5.	Freibohrung der tibialen Insertion mit einem Hohlbohrer	32
4.5.	Messungen am Kniekinemator (vKB)	33
4.5.1.	Aufbau des Kinemators	33
4.5.2.	Meßvorrichtung zur Bestimmung von Zugkräften im dynamischen Lastfall	33
4.5.3.	Computergesteuerte Registrierung der Zugkräfte	34
4.5.4.	Meßablauf	34
4.6.	Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit der Semitendinosussehne	34
4.6.1.	Entfernung des vorderen Kreuzbandes mit einem Shaver	34
4.6.2.	Präparation der Semitendinosussehne (Quadrupeltechnik)	35
4.6.3.	Femorale Bohrkanal	36
4.6.4.	Einziehen und Fixieren des Transplantats	37
4.7.	Messungen am Kniekinemator (SS)	38
4.8.	Messungen an der Materialprüfmaschine (SS)	38
4.9.	Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit dem mittleren Drittel des Lig. patellae	39
4.9.1.	Entnahme eines Bone-Tendon-Bone-Transplantats	39
4.9.2.	Transplantatvorbereitung	40
4.9.3.	Einziehen und Fixieren des Transplantats	41
4.10.	Messungen an Kinemator und Materialprüfmaschine (Lig. patellae)	41
4.11.	Anthropometrische Vermessungen der Kniegelenkspräparate	42
4.11.1.	Femur	42
4.11.2.	Tibia	42
4.12.	Statistische Auswertung	43
5.	ERGEBNISSE	44
5.1.	Messungen am Kniekinemator (dynamischer Lastfall) unter Variation der Vorspannung	44
5.1.1.	Bestimmung der Zugkräfte des vorderen Kreuzbandes	45

5.1.2.	Bestimmung der Zugkräfte der eingebauten Transplantate.....	48
5.2.	Effekt der Vorspannung am Einzelknie	54
5.2.1.	Auswirkungen am vKB	54
5.2.2.	Auswirkungen am SS-T.....	56
5.2.3.	Auswirkungen am LP-T	57
5.2.4.	Vergleich der Auswirkungen am vKB, SS-T und LP-T.....	59
5.3.	Zusammenhang zwischen den Zugkräften der Ersatztransplantate und dem Ort der Anbohrung des femoralen und tibialen vorderen Kreuzband-Ansatzes	59
5.3.1.	Einfluß des femoralen Ursprungs des vorderen Kreuzband-Transplantats auf seine Zugkraftverlaufskurve	60
5.3.2.	Einfluß des tibialen Ursprungs des vorderen Kreuzband-Transplantats auf seine Zugkraftverlaufskurve	62
5.4.	Messungen der Steifigkeiten und Bruchlasten der vorderen Kreuzbandtransplantate	63
5.4.1.	Messungen am SS-T.....	63
5.4.2.	Messungen am LP-T.....	64
6.	DISKUSSION	65
6.1.	Diskussion von Material und Methode	65
6.1.1.	Vorgehensweise.....	65
6.1.2.	Messungen am Kinemator	66
6.1.3.	Messungen an der Materialprüfmaschine	67
6.1.4.	Anthropometrische Vermessungen der Präparate	67
6.2.	Diskussion der Ergebnisse	68
6.2.1.	Kräftemessungen am vKB.....	68
6.2.2.	Kräftemessungen am vKB-Ersatz	68
6.2.3.	Dehnungs- und Reißfestigkeitsuntersuchungen	70
6.3.	Klinische Bedeutung für die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes.....	71
7.	ZUSAMMENFASSUNG	73
8.	LITERATURVERZEICHNIS.....	75
9.	DANKSAGUNG	83
10.	CURRICULUM VITAE	84

Verzeichnis der Abkürzungen

BTB-Transplantat	Bone-Tendon-Bone-Transplantat
F	Kraft
hKB	hinteres Kreuzband
K-Draht	Kirschner-Draht
LP-T	Ligamentum patellae-Transplantat
MW	Mittelwert
N	Newton
P	Präparat
S	Steifigkeit
SAW	Standardabweichung
SS	Semitendinosussehne
SS-T	Semitendinosussehnen-Transplantat
V	Versuch
vKB	vorderes Kreuzband
VS	Vorspannung bei 30° Kniebeugung

1. Einleitung und Problemstellung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (vKB) ist eine häufige Verletzungsform des Kniegelenks und belief sich in den U.S.A. im Jahr 1990 auf 38 Fälle/100000 Personen der Gesamtbevölkerung (MIYASAKA et al., 1991). In Risikogruppen wie Skifahrern oder Fußballspielern ist die Inzidenz noch höher.

Die Häufigkeit dieser Verletzung und die nicht befriedigenden Ergebnisse einer Rekonstruktion des vKB haben zur Entwicklung verschiedener operativer Verfahren geführt, das vKB zu ersetzen.

Wenn man sich zu einer solchen Operation entschließt, so ist es das Ziel, die ursprünglichen biomechanischen Verhältnisse im Kniegelenk (Stabilität, Beweglichkeit, etc.) so gut wie möglich wiederherzustellen.

Ein Indikator für die postoperativ vorhandenen biomechanischen Verhältnisse ist der im vKB-Ersatz auftretende Kraftverlauf bei einer Beuge-Streck-Bewegung. Er sollte dem Kraftverlauf, der in einem intakten vKB auftritt, ähnlich sein. Eine niedrigere Kraft im Transplantat als die im vKB zeigt an, daß in der entsprechenden Beugestellung das Transplantat nicht in dem Maße die Funktion des vKB (v.a. Stabilität) übernehmen kann; ist dagegen die Kraft im Transplantat größer als im vKB, so kann dies dazu führen, daß das v.a. ligamentär geführte Kniegelenk zu einer unphysiologischen (präarthrotischen) Bewegung gezwungen wird oder sogar eine Beuge- bzw. Streckhemmung im Kniegelenk entsteht. Ein möglichst physiologischer Kräfteverlauf im vKB-Transplantat kann nur entstehen, wenn der vKB-Ersatz ähnliche biomechanische Eigenschaften besitzt wie ein intaktes vKB (v.a. in Bezug auf die Steifigkeit) und das Transplantat intraoperativ an geeigneten Stellen am Femur und an der Tibia fixiert wird.

Ziel dieser Arbeit war es, die bei einer Kniegelenksbewegung im vKB auftretenden Kräfte zu messen und, nach Rekonstruktion des vKB durch ein Lig. patellae- bzw. Semitendinosus-sehnen-Transplantat, die Kräfte im vKB-Ersatz aufzuzeichnen. Dabei sollten möglichst physiologische Bedingungen in vitro beibehalten werden.

Zur Messung der Zugkräfte im vKB wurde dazu die von SIGMUND (1997) im Rahmen seiner Dissertation entwickelte Meßmethode übernommen und diese so weiterentwickelt, daß auch Kräfte im vKB-Ersatz über die gesamte Flexions-Extensions-Bewegung im Kniegelenk aufgezeichnet werden konnten. Dazu mußte u.a. die Verankerungsmethode der Zugkraftmeßdose an der tibialen Insertion des vKB-Ersatzes neu konzipiert werden. Um ein möglichst physiologisches Vorgehen zu gewährleisten, wurde dabei komplett arthroskopisch vorgegangen und das vKB nach heute gängigen Operationsmethoden ersetzt.

In der Auswertung der Kurvenverläufe der im vKB(-Ersatz) auftretenden Kräfte konnten dann u.a. folgende für die Klinik relevante Fragestellungen untersucht werden:

- *Welche Kräfte treten im vKB bzw. im vKB-Ersatz (SS-T bzw. LP-T) bei einer passiven Flexions-Extensions-Bewegung des Kniegelenks auf?*
 - *Können durch ein vKB-Transplantat physiologische Verhältnisse im Kniegelenk wiederhergestellt werden (wenn die Zugkräfte im Transplantat denen im intakten vKB ähnlich sind)?*
 - *Welche Bewegungen kann man im Kniegelenk in der frühen postoperativen Phase durchführen ohne das Transplantat zu gefährden (Auftreten nur geringer Kräfte) und welche Bewegungen sind zu vermeiden (wenn große Kraftanstiege zu erwarten sind)?*

- *Welchen Einfluß haben die Lokalisation des femoralen und tibialen Ansatzpunktes des Transplantats bzw. unterschiedliche Vorspannungen auf die Kräfte im Ligamentersatz?*
 → *An welchen Stellen des Femurs und der Tibia sollte der vKB-Ersatz implantiert werden, um biomechanisch möglichst physiologische Verhältnisse im Kniegelenk wiederherzustellen und übermäßige Kräfte im Transplantat zu vermeiden?*
- *Welche Maximalbelastungen erfahren die vKB-Transplantate in der Initialphase nach deren Implantation? Dies ist insbesondere wichtig im Hinblick auf die notwendige Stabilität der Verankerung eines vKB-Transplantats.*

In einem anderen Versuchsaufbau wurden die Transplantate einer Dehnungs- und Reißfestigkeitsprüfung unterzogen.

Dadurch konnten deren biomechanische Eigenschaften und die Stabilität der verwendeten Fixationsmethode (Endo-Button) untersucht werden.

2. Grundlagen zur Rekonstruktion des rupturierten vorderen Kreuzbandes

2.1. Bedeutung des vorderen Kreuzbandes und seiner Ruptur

Gelenkbänder sichern die Führung der Gelenke und begrenzen die Gelenkexkursionen. Im Kniegelenk kommt, neben dem stabilisierenden Einfluß der Muskulatur, der Bänderführung aufgrund der inkongruenten Gelenkflächen die größte Bedeutung zu. Das gilt besonders für die Kreuzbänder als zentralem Stabilisator.

Stark hat 1850 erstmals eine Verletzung des vKB beschrieben (STARK, 1850). Heute sind Rupturen des vorderen Kreuzbandes häufig diagnostizierte Verletzungen des Kniegelenks mit entsprechend hohem volkswirtschaftlichem Schaden. Insbesondere bei Fußball, Skisport und Squash führt Rotation im Kniegelenk bei feststehendem Unterschenkel zu derartigen Verletzungen, die nicht selten zusammen mit anderen Läsionen des Kapselbandapparats auftreten. Die Kombination von Rupturen des vKB, medialem Kollateralband und Innenmeniskus weist eine hohe Inzidenz auf. Dieses komplexe Verletzungsmuster wird auch als „unhappy triad“ bezeichnet (O'DONOGHUE, 1950).

Bei der Behandlung einer vKB-Ruptur sind grundsätzlich konservative und operative Vorgehensweisen voneinander abzugrenzen. Bei der Wahl des für den Patienten geeignetsten Verfahrens sollten nach LOBENHOFFER und TSCHERNE (1993) sein Alter, seine körperlichen und beruflichen Aktivitäten, das Ausmaß der primären Laxität, signifikante Kollateralbandverletzungen sowie sein „Morphotyp“ (ungünstig sind Varusstellung und Hyperlaxität) berücksichtigt werden.

Für die Indikation zum operativen Kreuzbandersatz nehmen NOYES et al. (1983a und 1983b) eine Einteilung in drei Gruppen vor. Danach sind etwa ein Drittel der Patienten auch ohne Operation in der Lage, den Stabilitätsverlust gut zu kompensieren. Ein weiteres Drittel der Patienten mit Instabilitätsepisoden benötigt regelmäßige Kontrollen, um bei funktioneller Dekompensation operativ behandelt zu werden. Beim letzten Drittel, Patienten mit „kreuzbanddominantem Knie“, ist eine Operation unumgänglich.

Bei der konservativen Therapie liegt heute das Schwergewicht beim Training der „Hamstring“-Muskulatur, die als funktioneller Synergist zum vKB wirkt (LI, 1999) und damit die vordere Schublade verhindern kann. Die passive Instabilität hingegen, mit den sich daraus ergebenden Schädigungsmöglichkeiten für den Gelenkknorpel, bleibt dabei erhalten (NOACK und SCHARF, 1987). Hauptargumente gegen ein operatives Vorgehen sind:

- die Unsicherheit, ob eine Stabilitätsverbesserung erreicht wird
- die zusätzliche Schädigung des Gelenks durch operative Maßnahmen

Überwiegend wird jedoch die operative, intraartikuläre Rekonstruktion des vKB befürwortet (SCHABUS, 1988; TSCHERNE et al., 1987; JOHNSON et al., 1992; AMIEL et al., 1986), insbesondere wenn beim Patienten Faktoren vorliegen wie hoher Aktivitätslevel, große initiale Laxität, signifikante Kollateralbandverletzungen, ungünstiger Morphotyp (Varus, Hyperlaxität) und junger Patient (LOBENHOFFER und TSCHERNE, 1993). Die zentrale Bedeutung des vKB-Ersatzes liegt dabei in der Wiederherstellung der normalen Kinematik des Kniegelenks und damit der Prävention einer späteren Arthrose (BOSCH et al., 1990). Für die Rekonstruktion des vKB sind über 250 Operationsmethoden unter Verwendung von autogenen, allogenen und xenogenen Transplantaten sowie synthetischen Materialien beschrieben (KÜHNE und REFIORE, 1989; WIRTH, 1989).

Die zahlreichen Publikationen unterstreichen einerseits die zentrale Bedeutung des vKB als Hauptstabilisator des Kniegelenks (MÜLLER, 1982), andererseits dokumentieren sie auch seine zunehmende Verletzungshäufigkeit. Die z.T. ambivalenten Meinungen zeigen, daß es bisher noch keine ideale Methode gibt, mit der bei jedem Patienten die normale Funktion wiederhergestellt werden kann (JOHNSON et al., 1992).

Weit verbreiteter Standard ist gegenwärtig die intraartikuläre Rekonstruktion des vKB unter Verwendung von autogenem Sehnenmaterial. Dabei werden hauptsächlich zwei verschiedene Sehnenmaterialien verwendet, zum einen ein Knochen-Band-Knochen-Transplantat mit dem zentralen Drittel der Patellarsehne (JOHNSON et al. 1992; JAKOB 1987) und zum anderen die mehrfach übereinandergelegte (meist als Drei- oder Vierfachtransplantat verwendete) Semitendinosussehne. Dabei hat jedes dieser Operationsverfahren seine Vor- und Nachteile (siehe 2.3., S. 11 u. 12). Ziel beider Verfahren ist es, mit Hilfe des jeweiligen Transplantats die ursprüngliche Kinematik des Kniegelenks so gut wie möglich wiederherzustellen.

2.2.Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks

Rein mechanisch liegen im Kniegelenk drei Gelenkkompartimente vor: zwei befinden sich zwischen den Femurkondylen und dem Tibiaplateau unter Zwischenschaltung der Menisken, das dritte, zwischen Patella und Oberschenkelknochen, ist morphologisch kein Gelenk, sondern lediglich ein Gleitlager. Die rollenden und gleitenden Scharnierbewegungen des Unterschenkels betragen – je nach Beinstellung im Hüftgelenk – aktiv 140° und passiv bis zu 160° , seine axiale Längsrotation hängt vom Grad der Beugung ab und beträgt unter passiver Mitbewegung des Außenmeniskus für die Außendrehung maximal 40° , für die Innenrotation 10° (FICK 1911). Die Kombination von Scharnier- und Rotationsbewegungen findet am Knie nur im Tibiofemoralgelenk statt. Dabei wird der mediale Schienbeinkondylus auf Flexion und Rotation, der laterale rein auf Beugung beansprucht. Diesen relativ flachen Gelenkflächen stehen die stark gebeugten schmalen Gelenkrollen der Femurkondylen gegenüber. Das erfordert zur Kontaktsicherung einen stark ausgebildeten Bandapparat, dessen Hauptträger die Kreuz- und Kollateralbänder darstellen. Zusätzliche äußere und innere Bandführungen - unter Einbeziehungen von Sehnen, Muskeln und der Gelenkkapsel - machen das Knie zu einer stabilen Funktionseinheit (Abb. 1).

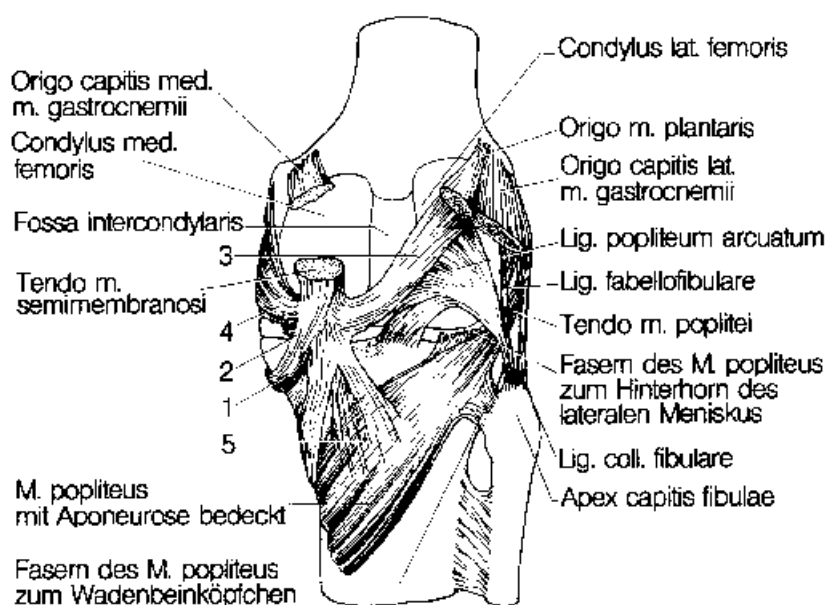


Abbildung 1: Rechtes Kniegelenk, Ansicht von dorsal. 1-5 = Ansätze des M. semimembranosus; 1 zur Medialseite, 2 zur Dorsalseite des medialen Tibiakondylus, 3 Lig. popliteum arcuatum, 4 zur dorsalen Kapsel, zum hinteren Schrägband und medialen Meniskus, 5 zur Aponeurose des M. popliteus, zum Periost der Facies posterior und zum Margo medialis tibiae (aus WAGNER-SCHABUS (1982): Funktionelle Anatomie des Kniegelenks)

2.2.1. Anatomie der Kreuzbänder

Die Lokalisation im Zentrum der Regio intercondylaris femoris macht die Kreuzbänder als sog. „Binnenbänder“ zum zentralen Angelpunkt des Gelenkes („pivot central“) (Abb. 2). Sie überschneiden durch ihre verschiedenartige Verlaufsrichtung sich selbst und auch die Seitenbänder, indem das vordere Kreuzband das fibulare, das hintere Kreuzband das mediale Kollateralband überkreuzt (KAPANDJI 1985). Biomechanisch stabilisieren und kontrollieren die Kreuzbänder in Koordination mit den Kollateralbändern jede Phase des Bewegungsablaufes, hauptsächlich in der Sagittalebene.

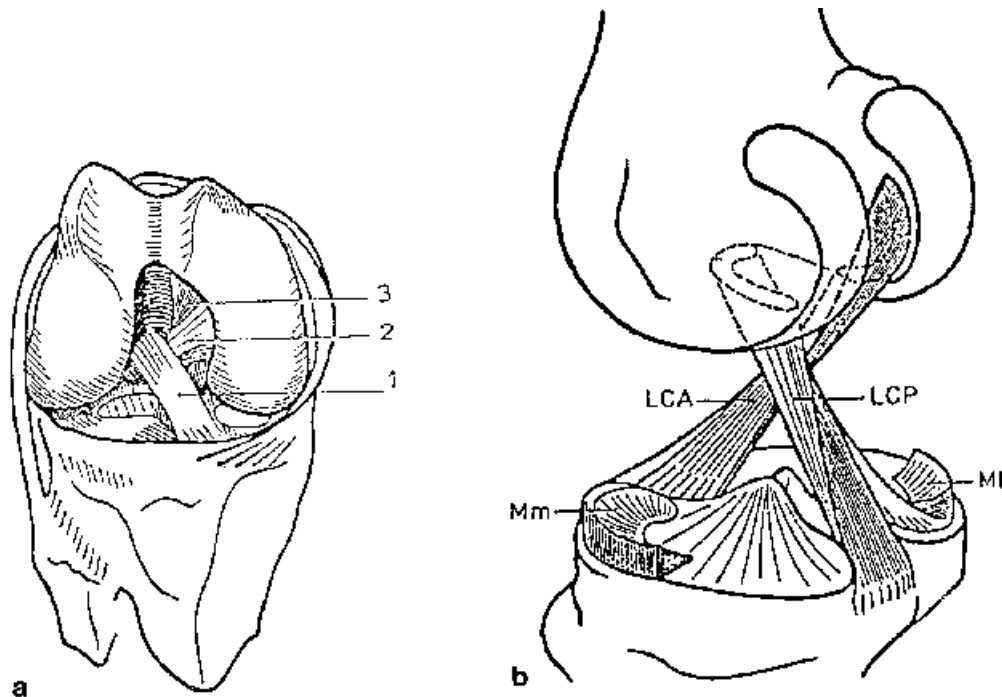


Abbildung 2: Die Kreuzbänder des Kniegelenkes in der Ansicht von ventral (a) und lateral (b); 1=LCA=vorderes, 2=LCP=hinteres Kreuzband, 3=Lig. meniscomemorale posterius (aus KAPANDJI (1985): Funktionelle Anatomie der Gelenke, Bd.2 Untere Extremität)

Vorn und seitlich sind die Kreuzbänder von der Synovialmembran, zur Kniekehle hin nur vom Stratum fibrosum der Gelenkkapsel bedeckt. Das vordere Kreuzband zieht von seinem Ursprung an der hinteren inneren Knorpel-Knochen-Grenze des äußeren Schienbeinkondylus schräg distalwärts nach medioventral, um im ventralen Abschnitt der Area intercondylaris tibiae und entlang der medialen Gelenkfläche des Tibiakopfes zu inserieren. Seine Länge wird nach LOBENHOFFER und TSCHERNE (1993) mit 31-38 mm angegeben; es besteht aus mehreren, unterschiedlich dicken und langen Faserbündeln, die in sich torquiert verlaufen (FRIEDERICH und O'BRIEN (1990)). Hinter dem vorderen liegt das kräftigere, um etwa ein Drittel kürzere dorsale Kreuzband. Es entspringt fächerförmig oben an der gesamten Innenfläche des tibialen Femurkondylus, verläuft in diagonalen Richtung abwärts nach laterodorsal, wo es im Knochen der hinteren Tibiakante fixiert ist. Im Bereich ihrer korrespondierenden axialen Fläche berühren sich die beiden Kreuzbänder und gleiten aneinander vorbei. Häufig anzutreffende Verankerungsbänder des lateralen Meniskushinterhorns setzen benachbart oder direkt am hinteren Kreuzband an, einzelne inkonstante Fasern des vorderen Kreuzbandes strahlen in das mediale Vorderhorn ein.

2.2.2. Theorie der „überschlagenen Viergelenkkette“

Die von MENSCHIK (1974,1975) entwickelte Theorie der „überschlagenen Viergelenkkette“ (Abb. 3) bekräftigt die elementare Bedeutung der Kreuzbänder für die Kniegelenkführung: nach dieser Theorie kann man sich die Kreuzbänder als zwei „starre Stangen“ vorstellen, die durch ihre Insertionspunkte und isometrischen Längen die Gelenkbewegung fest vorgeben (es werden dabei biomechanisch isometrische, also über den Bewegungsumfang sich in ihrer Länge nicht verändernde, Kreuzbänder vorausgesetzt und eine rein sagittale Kniegelenksbewegung angenommen).

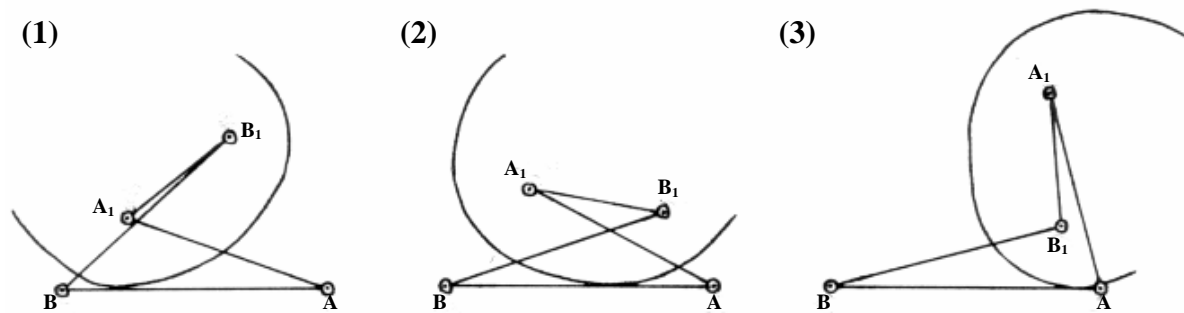


Abbildung 3: Drei Phasen aus dem Roll-Gleit-Bewegungsablauf am überschlagenen Viergelenkmodell. A und B sind die Ansatzpunkte der Kreuzbänder an der Tibia, A₁ und B₁ diejenigen am Femur; $AA_1 = hKB$, $BB_1 = vKB$ (die Kreuzbänder sind dabei zwei „starre Stangen“, die den Bewegungsablauf vorgeben); modifiziert nach MÜLLER (1982)

Durch diese Theorie lassen sich u.a. auch die anatomische Form der Femurkondylen und die Vermischung des Rollgleitens bei der Kniebewegung erklären; ebenso kann man anhand dieses Modells die Folgen einer vorderen Kreuzbandinsuffizienz bzw. einer falschen Reinsertion abgerissener vorderer Kreuzbänder aufzeigen (nach MÜLLER, 1982; Abb. 4 und Abb. 5).

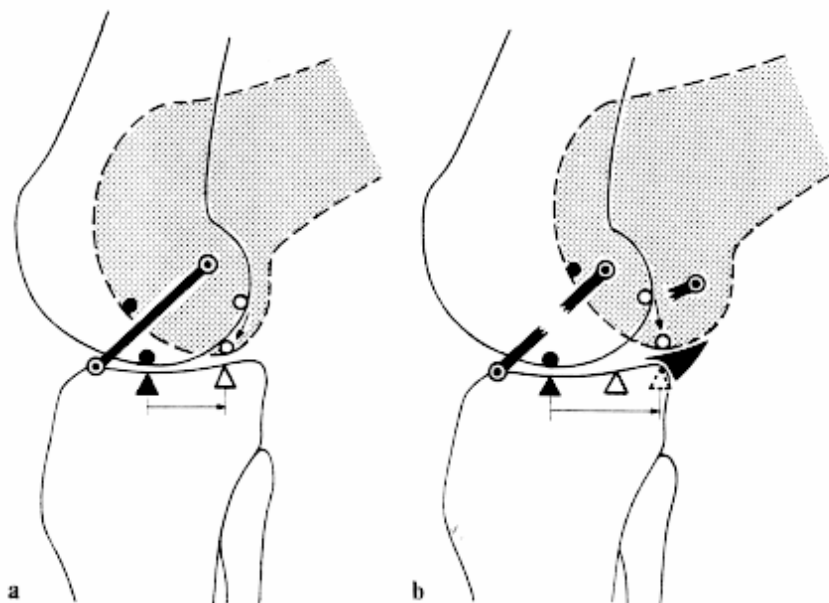


Abbildung 4: a Funktion des intakten vKB. b Der Ausfall seiner Funktion führt zu einem Überschießen der Rollbewegung (gegenüber der Gleitbewegung), was eine pathologische Rückverlagerung des Femurauflagepunktes zur Folge hat. Dadurch werden die Meniskushinterhörner als nächste Beanspruchungslinie über Gebühr zur Abbremsung dieser Rollbewegung eingesetzt und erliegen damit einer chronischen Abnützung mit Usur. Δ regulärer Auflagepunkt in Flexion; pathologischer Auflagepunkt bei vKB-Insuffizienz nach dorsal verlagert (Δ ; gestricheltes Dreieck). Aus MÜLLER (1982): Das Knie

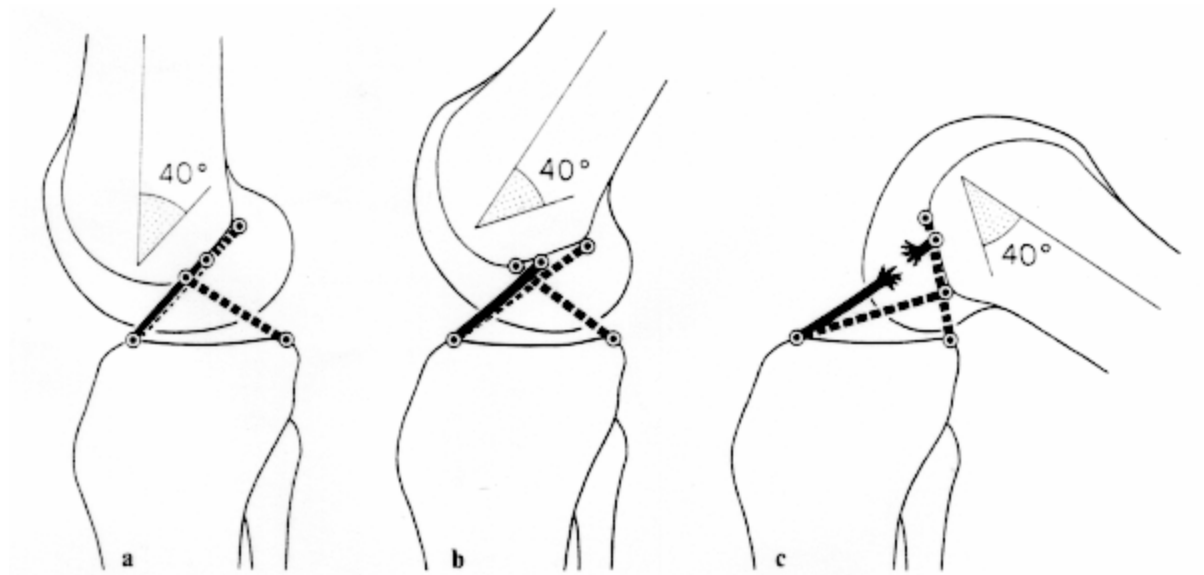


Abbildung 5: Falsch eingesetzte Kreuzbänder können sich während einer Flexion nicht auf Kreisbahnen bewegen; so erschlafft ein zu weit nach ventral (a) refixiertes vKB bei ca. 40° Flexion (b). Bei 120° Flexion muß es wegen mangelnder Länge zerreißen (c). Aus MÜLLER (1982): Das Knie

2.3. Autogener Kreuzbandersatz

Die Verwendung eines „geeignetsten“ Materials zur operativen Rekonstruktion des vKB wird zumeist kontrovers diskutiert. Die dafür im klinischen Alltag überwiegend verwendeten Transplantate sind das mittlere Patellarsehnendrittel und die Semitendinosussehne.

2.3.1. Rekonstruktion mit dem mittleren Drittel des Ligamentum patellae

1963 hat JONES erstmals eine Technik zur Rekonstruktion des vKB beschrieben, die die Verwendung des mittleren Drittels der Patellarsehne als Kreuzbandersatz vorsah (JONES, 1963; JONES, 1970). Das Patellarsehnendrittel ist mittlerweile das beim operativen vKB-Ersatz am häufigsten eingesetzte Sehnenmaterial und seine Verwendung wird oft auch als „golden standard“ bezeichnet. Als BTB-Transplantat bietet es viele Vorteile wie z.B. verschiedene Fixationsmöglichkeiten, gute Eigenschaften bei der Einheilung und ein mechanisch ausreichend stabiles Gewebe (GARTH, 1992).

STROBEL und EICHHORN (1995) haben Vor- und Nachteile der Patellarsehne zum Ersatz des vKB folgendermaßen zusammengefaßt:

Vorteile:

- Transplantatbreite wählbar
- Primär feste Verankerung
- Aktive Innenrotation bleibt erhalten
- Schwächung des Antagonisten
- Verbreitete Methode mit guten Ergebnissen
- Fast immer verwendbar

Nachteile:

- Entnahme traumatisierend
- Störung des Streckapparates
- Quadrizepsdefizit 15% nach einem Jahr
- Ventraler Knieschmerz (Krepitation)
- Probleme beim Hinknien
- Lang dauernde Ligamentisation
- Steifes Transplantat
- Zyklusgefahr
- Patellafrakturgefahr
- Gefahr des Restsehnenrisses
- Hautschnitt in bewegtem Gebiet

2.3.2. Rekonstruktion mit der Semitendinosussehne

Im Vergleich zu anderen autologen Transplantaten stellt die Patellarsehne nach NOYES et al. (1984) die mechanisch stärkste Struktur dar. Um die mechanische Unterlegenheit der Semitendinosussehne gegenüber der Patellarsehne zu überwinden, wurde die SS als Doppel-, Dreifach- und in letzter Zeit zunehmend auch als Vierfachimplantat verwendet. In einer Studie berichten HOWELL und TAYLOR (1996) über die mechanische Stärke einer 4-fach SS, die im Durchschnitt 8 mm dick ist und einen Querschnitt von 50 mm² aufweist. Dieser Querschnitt entspricht ungefähr dem des originalen vKB (von HARNER et al. (1995) mit im Mittel 40 mm² angegeben).

Die Technik der Rekonstruktion des vKB mit der Semitendinosussehne hat nach STROBEL und EICHHORN (1995) mehrere Vor- und Nachteile:

Der größte Vorteil dieser Technik kann nach ihnen in den fehlenden Problemen an der Tuberositas tibiae gesehen werden, da der Streckapparat hierbei unberührt bleibt. Außerdem ist der Hautschnitt kleiner und kann problemloser verheilen, da er relativ „geschützt“ an der medialen Seite am Kniegelenk liegt.

Als Nachteil nennen sie zum einen die Störung der Innenrotation und zum anderen Weichteilhämatome nach Sehnenentnahme. Außerdem ist die Sehne nicht immer in gleicher Dicke und Länge vorhanden. So kann es sein, daß die Länge der Semitendinosussehne nicht immer ausreicht, um das Transplantat als Vierfachstrang einzusetzen oder die Sehne so dünn ist, daß selbst mit einem Vierfachstrang nur eine Sehnenstärke von 6-7 mm erreicht wird. In diesen Fällen ist es ratsamer (insbesondere bei schwereren Patienten) das stabilere Lig. patellae als Ersatztransplantat zu verwenden.

2.4. Implantationstechnik

Grundlage für ein gutes Operationsergebnis ist die biomechanisch korrekte Platzierung des vKB-Ersatzes.

2.4.1. Isometrie

Die Wahl eines geeigneten tibialen und femoralen Ansatzpunktes basiert auf einer möglichst „isometrischen“ Implantation des vKB-Transplantats. Isometrische Punkte sind solche, die bei einer Flexions-Extensions-Bewegung des Kniegelenks zu einer geringen (wenn überhaupt) Längenänderung des Transplantats führen. Dies wäre für die Lebensdauer und die Beanspruchung der Prothese ideal, da somit minimale Kräfte im Bandersatz erzeugt würden. Die Identifizierung solcher isometrischer Punkte gestaltet sich jedoch schwierig, zumal das Transplantat andere materielle und geometrische Eigenschaften aufweist als das normale vKB. Desweiteren ist das vKB aus unterschiedlichen Faserbündeln zusammengesetzt, die jeweils andere morphologische Charakteristika aufweisen; da das anteromediale Bündel die geringsten Längenänderungen bei einer Kniebewegung aufzeigt, sollten in der vKB-Chirurgie möglichst dessen Ansatzpunkte angebohrt werden, damit das Transplantat auch die Funktion dieses Bündels übernehmen kann (FRIEDERICH et al., 1992).

2.4.2. Anbohrung des tibialen vorderen Kreuzband-Ansatzes

Auf eine korrekte Platzierung des tibialen Bohrkanals muß vor allem deshalb geachtet werden, da ansonsten postoperativ unterschiedliche Probleme auftreten können:

MCGUIRE et al. (1997) fassen zusammen, daß eine zu weit anteriore Platzierung des tibialen Bohrkanals zu Streckdefizit, Transplantatimpingement am interkondylären Dach, Problemen

bei der Knieflexion, Transplantatverdünnung und Transplantatinsuffizienzen führen können; eine zu weit posteriore Lage begünstigt hingegen eine Knieinstabilität. Häufig bezieht man sich bei der Positionierung des tibialen Bohrkanals auf die anteriore Zirkumferenz des hinteren Kreuzbandes. Der Zieldraht sollte demnach ca. 7 mm davor die Tibia verlassen (MORGAN et al., 1995a). Eine zu weit anteriore Lage des Bohrkanales wird dadurch sicher vermieden.

2.4.3. Anbohrung des femoralen vorderen Kreuzband-Ansatzes

Eine exakte Positionierung des femoralen Bohrkanals ist besonders wichtig, da eine postoperative Transplantatisometrie mehr von der Lokalisation des femoralen als von der des tibialen Ansatzpunktes abhängt (HEFZY et al., 1989; BYLSKI-AUSTROW et al., 1990). In der Vergangenheit wurde der femorale Bohrkanal an unterschiedlichsten Lokalisationen des Femurs angebracht.

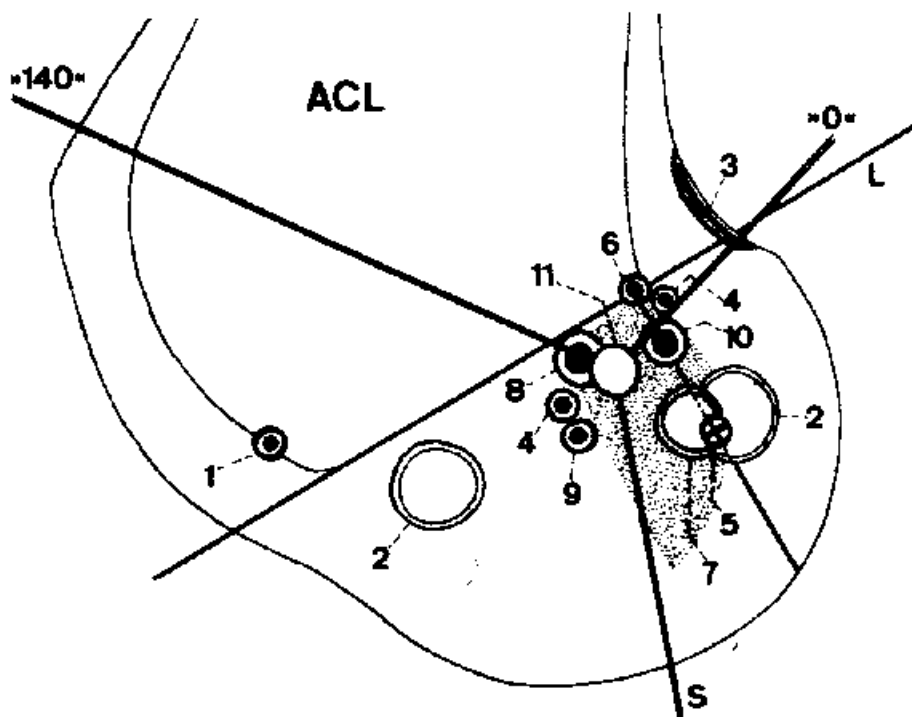


Abbildung 6: Femorale Insertionspunkte des vKB-Ersatzes bei verschiedenen Autoren und Operationstechniken. S, 0 und 140 entsprechen den in Abb. 7 eingezeichneten Linien. L=Linea intercondylica; 1=Jones [1963]; 2=Alm [1973]; 3=McIntosh [1974]; 4=Artmann und Wirth [1974a]; 5=Artmann und Wirth [1974b]; 6=Tillberg [1977]; 7=Clancy et al. [1981]; 8=Hassenpflug et al. [1985]; 9=Börner et al. [1988]; 10=Schabus [1988]; 11=Fuss[1991]. Aus FUSS (1991)

Es besteht Einigkeit darüber, daß die geringsten Längenänderungen der Prothese dann auftreten, wenn die femorale Insertion im Bereich des zentralen Anteils des vKB gewählt wird. Liegt die femorale Insertion weiter anterior, so kommt es mit wachsendem Flexionswinkel zu einer zunehmenden Zugbeanspruchung des Transplantats; femorale Insertionen weiter posterior hingegen haben ähnliche Probleme bei der Kniestreckung zur Folge bzw führen mit zunehmendem Flexionswinkel zu einer deutlichen Lockerung des implantierten Bandersatzes (JOHNSON et al., 1992) [So würde sich z.B. ein an der „over-the-top“-Stelle implantiertes Transplantat mit zunehmendem Flexionswinkel lockern].

FUSS beschreibt 1991 in einer seiner Arbeiten die Positionen der femoralen vKB-Insertion, an denen die ansetzenden Ligamentfasern in Flexion, in Extension bzw. in mittlerer Stellung gespannt sind (s. Abb. 7). Zu diesem Ergebnis kam er, indem er die tibiale und femorale Insertion mit Nägeln markierte und die Abstandsveränderungen bei Bewegung radiologisch vermaß. Eine Vergrößerung der Abstände zwischen beiden Insertionen ist dabei gleichbedeutend mit einer Anspannung der entsprechenden Fasern des vKB. Er fand dabei auch ein sog. „Führungsbündel“, das in allen Phasen der Kniebewegung angespannt bleibt.

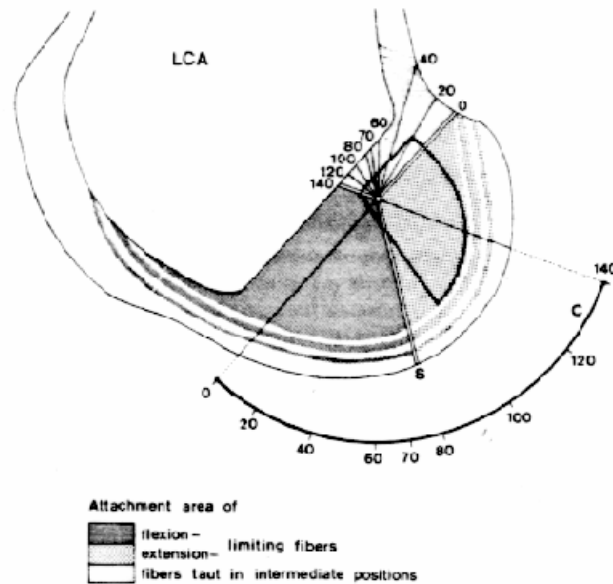


Abbildung 7: Flächen am Femur, an denen Fasern des vKB ansetzen, die sich in Flexion, Extension bzw. mittleren Stellungen anspannen (flexion-/extension-limiting fibers/ fibers taut in intermediate positions). Die Konturen der Ansatzfläche eines intakten vKB sind in Form eines elliptischen Sektors eingezeichnet. Die Zahlen auf dem Bogen C geben die Position des zentralen vKB-Bündels (sog. „Führungsbündel“) in Richtung auf seinen tibialen Ansatz beim entsprechenden Kniewinkel in Grad an (0=volle Extension, 140=volle Flexion). S=Separationslinie zw. „flexion-“ und „extension-limiting fibers“. Aus FUSS (1991)

In den Versuchen zur vorliegenden Arbeit wurden für die Anbohrung des femoralen Kreuzbandansatzes das Zielgerät AR-1804 der Fa. Arthrex verwendet (s. 4.6.3., S. 36). Es wird durch den tibialen BohrkanaI eingeführt und mit seinem Haken an der „over-the-top“-Position angelegt; es erlaubt die Platzierung des BohrkanaIs 6mm anterior/inferior dieser Position und erfolgt nach MORGAN et al. (1995b) am „isometrischsten Punkt“ für die Platzierung eines vKB-Transplantats.

2.4.4. Vorspannung

Zur Vorspannung, mit der die vKB-Ersatztransplantate eingebaut werden sollen, gibt es vielfältige Untersuchungen (JOHNSON et al., 1992; HUNTER, 1990; LEWIS et al., 1989; FLEMING et al., 1992), die demonstrieren, daß die Spannung des Transplantates zur Verhinderung einer postoperativen Gelenkinstabilität wichtig ist. Bis heute werden jedoch unterschiedliche Empfehlungen über den exakten Betrag der Vorspannung, oder die Gelenkstellung in der sie appliziert werden soll, abgegeben.

Nach experimentellen Untersuchungen von MARKOLF et al. (1996a) muß bei einem vKB-Transplantat eine Vorspannung von im Mittel 28,2 N bei einer Knieflexion von 30° appliziert werden, um die ursprüngliche antero-posteriore Stabilität wiederherzustellen. Eine Vorspannung von etwa 30 N wird heute häufig in der Kreuzbandersatzchirurgie appliziert und deswegen auch in der hier durchgeführten Versuchsreihe verwendet.

2.5. Biomechanische Eigenschaften der Ersatztransplantate

Die Kenntnis der biomechanischen Eigenschaften der humanen Bänder ist eine wesentliche Voraussetzung für die Entwicklung biomechanisch geeigneter alloplastischer vKB-Ersatzplastiken, aber auch wichtig für die Interpretation der hier erarbeiteten Ergebnisse.

2.5.1. Kraft-Dehnungs-Verhalten von Ligamenten

Im Zugversuch an einem isolierten Band lassen sich seine spezifischen biomechanischen Eigenschaften darstellen; wird bei konstanter Dehnungsgeschwindigkeit ein Kraft-Dehnungs-Diagramm aufgezeichnet, so ergibt sich die in Diag. 1 dargestellte Funktionskurve:

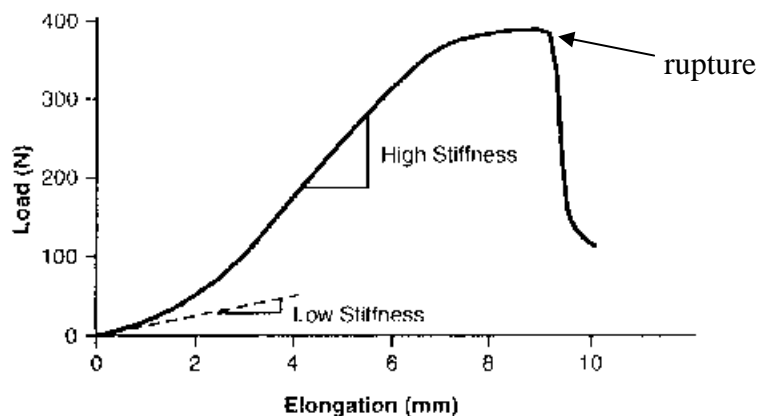


Diagramm 1: charakteristisches Kraft-Dehnungs-Diagramm eines humanen Kniebandes. Aus LUCAS et al.: A primer of biomechanics (1999)

Zunächst verläuft die Kurve flach; das Band wird gedehnt, ohne daß die Kraft intraligamentär nennenswert ansteigt (low stiffness). Mit zunehmender Dehnung wird das Band steifer bis schließlich ein linearer Kraftanstieg stattfindet (high stiffness). Die Faserbündel sind inzwischen parallel ausgerichtet und verhalten sich elastisch. Bei weiterer Dehnung kommt es dann zu irreversiblen Deformationen in der Struktur des Bandes; das Band kann bei Entlastung nicht mehr zu seiner Originallänge zurückgeführt werden. Schließlich zerreißen einzelne Kollagenfaserbündel, was an einem Kurvenverlauf erkennbar wäre (hier ist zur Vereinfachung lediglich eine Abflachung im Kurvenverlauf eingezeichnet). Nicht alle Faserbündel werden gleich hoch belastet, so daß es nach den ersten Rissen noch zu Belastungserhöhungen kommen kann (weiteres Ansteigen der Kurve mit geringerer Steifigkeit). Nach Überschreiten der Maximalkraft rupturiert das Band plötzlich und die Kurve fällt schlagartig ab.

Es sei auch noch zu erwähnen, daß sich die Dehnung eines Ligamentes bei gleicher Zugkraftbeanspruchung verringert, wenn man die Zuggeschwindigkeit, mit der das Band belastet wird, erhöht.

2.5.2. Reißfestigkeit

Als Reißfestigkeit ist das Maximum der Kurve im Kraft-Dehnungs-Diagramm des Zugversuches definiert (CLAES, 1983).

Die von unterschiedlichen Autoren ermittelte Reißfestigkeit des intakten vKB bzw. des vKB-Ersatzes ist in nachfolgender Tabelle eingetragen:

Autoren	vKB	LP-T	SS-T (als 4-fach-Strang)	Belastungs- geschwindigkeiten [mm/sec]
Kennedy et al. (1976)	473-626			2-8
Noyes und Grood (1976)	734-1730			35
Noyes et al. (1984)		2436-3160		35
Woo et al. (1991)	658-2160			0,3
Brown et al. (1993)			4108	35
Steiner et al. (1994)	800(+/-469)			1
Flahiff et al. (1995)		3424(+/-668)		3,5
Jones et al. (1995)	303-1041			8,3
Höher et al. (1998b)			416(+/-36)*	1,7
Schatzmann et al. (1998)		1953 (+/-325)		1
Stäubli et al. (1999)		1437-2576		1

Tabelle 1: Band-Reißfestigkeiten [N]. *: die SS wurde von HÖHER et al. (1998b), genauso wie in vorliegender Arbeit, mit Hilfe der Endo-Button-Fixation (Polyesterband- und Fadenfixierung; s. Abb. 23, S. 35) in die Materialprüfmaschine eingespannt. Dadurch versagten die Konstrukte bereits bei einer geringeren Bruchlast als wenn die „4-fache SS“ direkt (ohne Fäden und Bänder) eingespannt wäre. Die von HÖHER et al. (1998b) gemessene Maximallast wurde stets bei Zerreißen des Polyesterbandes erreicht.

Die angegebenen Werte sind stark abhängig vom Spenderalter, wobei die Mittelwerte für junge Bänder signifikant höher liegen (WOO et al., 1991). Außerdem ist die maximale Bruchlast um so höher, je schneller das Band elongiert wird (KENNEDY et al., 1976; HLAWA, 2000).

Aufgrund der Tatsache, daß bereits wenige Tage nach Implantation die Reißfestigkeit biologischer Transplantate stark abnimmt (BOSCH et al., 1990), dürfen diese Werte für die postoperativen Belastungen nicht uneingeschränkt zugrunde gelegt werden.

2.5.3. Steifigkeit

Als Ersatz für die Berechnung des Elastizitätsmoduls wurde von einigen Autoren der Begriff der Steifigkeit der Bänder eingeführt (CLAES, 1983). Die Steifigkeit ist als Quotient aus Kraft (F) und absoluter Dehnung (Δl) definiert und kann als Steigung der Kraft-Verformungskurve des Zugversuchs entnommen werden (Steifigkeit= $\Delta F/\Delta l$ [N/mm]). Sie ist ein Maß für den Widerstand, den das Band einer Zugkraft entgegensetzt.

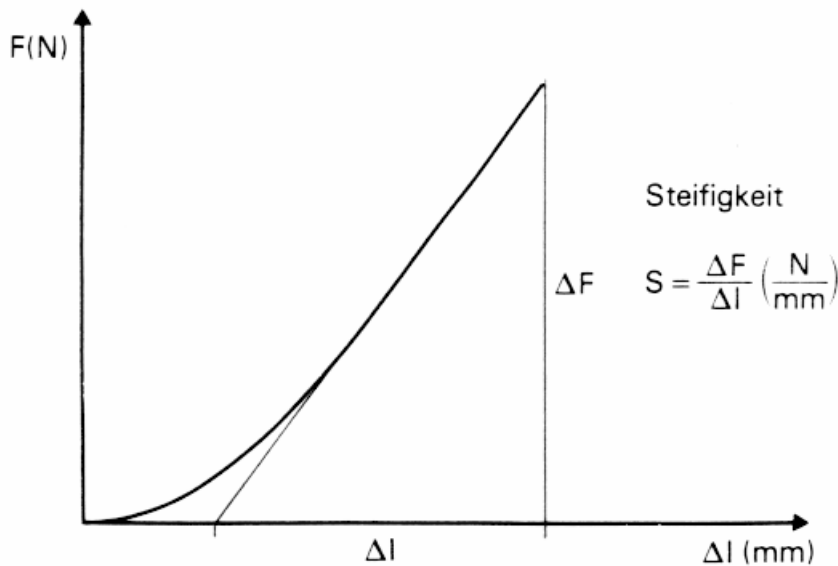


Diagramm 2: Definition der Bandsteifigkeit. Aus CLAES (1983)

Die Bandsteifigkeit charakterisiert die biomechanischen Eigenschaften ähnlich wie der Elastizitätsmodul, kommt jedoch ohne die schwierige Ermittlung der Querschnittsfläche aus (CLAES, 1983).

Die von unterschiedlichen Autoren ermittelte Steifigkeit des vKB, der Lig. patellae- bzw. der Semitendinosussehnen-Transplantate wird in nachfolgender Tabelle aufgezeigt:

Autoren	vKB	LP-T	SS-T (als 4-fach-Strang)
Noyes und Grood (1976)	129-182		
Noyes et al. (1984)		566-771	
Woo et al. (1991)	180-242		
Steiner et al. (1994)	66(+/-26)		
Jones et al. (1995)	75-124		
Höher et al. (1998b)			32,4(+/-1,3) *
Schatzmann et al. (1998)		423-544	

Tabelle 2: Bandsteifigkeiten [N/mm]. *: die SS wurde von HÖHER et al. (1998b), genauso wie in vorliegender Arbeit, mit Hilfe der Endo-Button-Fixation (Polyesterband- und Fadenfixierung; s. Abb. 23, S. 35) in die Materialprüfmaschine eingespannt. Dadurch war die am Transplantat gemessene Steifigkeit (aufgrund der Elastizität der Fixierungsmaterialien) kleiner als die einer „4-fachen SS“.

3. Methoden zur Zugkraftmessung am vorderen Kreuzband und an seinen Ersatzplastiken

Um Aussagen über die Biomechanik des vKB zu treffen, wurden zum einen seine Längenänderungen und zum anderen seine Kräfte bei Kniebewegung gemessen.

Zur Messung der Längenänderung des vKB/seiner Ersatzplastiken wurden überwiegend Drähte und Fäden benutzt, die über Bohrkanäle an verschiedene Punkte der Insertionsflächen von Tibia und Femur geführt wurden. Werden Drähte oder Fäden mit einem Ende an Tibia oder Femur befestigt und durch die Bohrkanäle gezogen, so kommt es bei einer Flexionsbewegung des Kniegelenks im Falle einer nicht isometrischen Drahtführung zu einem Herein- bzw. Herausrutschen des freien Drahtendes aus dem jeweiligen Bohrkanal. Die Ungenauigkeit dieser Art von Längenänderungsmessungen des vKB besteht darin, daß operativ keine Insertionspunkte, sondern Insertionsflächen wirksam sind, wobei die Beanspruchung der Prothese nicht gleichmäßig über den ganzen Querschnitt ist.

Will man die Kräfte im vKB(-Ersatz) ermitteln, so gibt es dazu unterschiedliche Meßmethoden. Häufig wurden die Kräfte bisher indirekt mit Hilfe sogenannter „Transducer“ aufgezeichnet. Transducer (wie z.B. der „buckle transducer“ oder der „Hall effect strain transducer“) sind kleine Meßfühler, die einem Teil des Ligaments aufgenäht werden und in diesem Längenänderungen bzw. Spannungen registrieren. Aus der Größe der gemessenen Werte können dann Rückschlüsse auf die Größe der Kraft getroffen werden. Diese Art der Kräftemessung ist jedoch relativ ungenau, da, wie im Falle des vKB, die Kraftverteilung in den einzelnen Ligamentbündeln nicht gleich ist und somit die gemessenen Spannungsänderungen in den Fasern, auf denen der Transducer aufgenäht ist, nicht zwangsläufig Spannungsänderungen im gesamten Ligamentquerschnitt repräsentieren (FLEMING et al., 1999). Im Falle des vKB werden die Transducer stets im Bereich des anteromedialen Faserbündels aufgenäht, da dieser Bereich am ehesten den Spannungsverlauf des gesamten vKB widerspiegelt.

Eine weitere Möglichkeit, die Kräfte in einem Ligament zu messen, besteht darin, eines ihrer Enden mit einer Zugkraftmeßdose zu verbinden. MARKOLF et al. (1990, 1993, 1996b) führten als Erste auf diese Weise Messungen am vKB und später auch an seinen Ersatzplastiken durch (s. 3.1.2. und 3.2.1.). Ähnlich wie MARKOLF et al. maß auch SIGMUND (1997) Kräfte im vKB. In der vorliegenden Arbeit wurde die Methodik von SIGMUND (1997) noch so weiterentwickelt, daß mit dieser auch Messungen am vKB-Ersatz durchgeführt werden konnten.

Vorteile der Meßmethodik dieser Arbeit sind:

- *es kann, im Gegensatz zu den intraoperativen in vivo-Messungen, über das gesamte Bewegungsausmaß von 0°-150° gemessen werden*
- *es können an einem Präparat sowohl Kräfte im vKB als auch im vKB-Ersatz registriert werden*
- *die Kräfte werden direkt gemessen und nicht beispielsweise erst aus Längenänderungen berechnet; außerdem werden durch die direkte Messung am Transplantat (im Gegensatz zu Messungen an einem künstlichen Ligament) die unmittelbar postoperativ herrschenden Bedingungen besser simuliert*

Um eine Beurteilung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zu erleichtern, werden in diesem Kapitel die wichtigsten Studien, die bisher über Längenänderungs- und Kräftemessungen am vKB (und seinen Ersatzplastiken) veröffentlicht wurden, kurz vorgestellt.

3.1. Messungen am vorderen Kreuzband

3.1.1. „Hall effect strain transducer“

Der „Hall effect strain transducer“ (HEST) ist eine von RENSTRÖM et al. (1986) und BEYNNON et al. (1992) zur direkten Bestimmung der Zugkräfte im vKB angewandte Meßapparatur. Dazu implantierten sie diesen nur ca. 10 mm großen HEST in Knie von freiwilligen Versuchspersonen über eine laterale Inzision und nähten ihn auf dem anteromedialen Bündel des vKB fest. Zur Messung der Zugkräfte im vKB bei unterschiedlichen Beugestellungen wurde das Knie passiv und aktiv durchbewegt. Die Ergebnisse sind in Diag. 3 dargestellt.

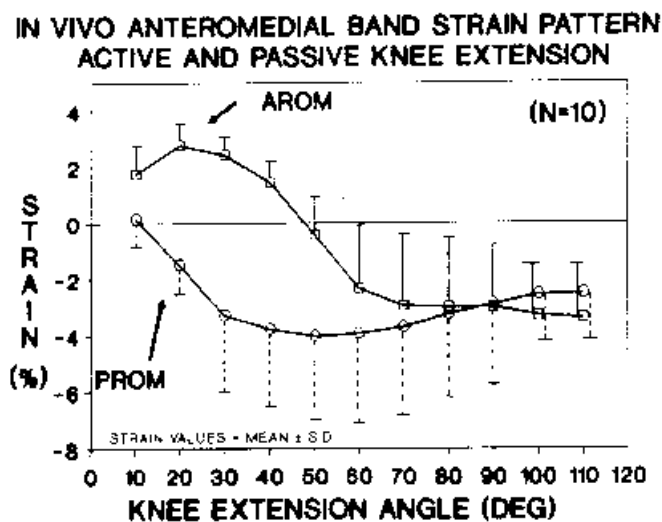


Diagramm 3:

Durchschnittswerte von 10 Versuchspersonen bei aktiver und passiver Kniebewegung: Spannung [%] im anteromedialen vKB-Bündel in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel. Aus BEYNNON et al. (1992)

3.1.2. Umbohrung der tibialen Insertion

Mit dieser Methode, die von Markolf et al. (1990) entwickelt wurde, können die Zugkräfte am vKB direkt gemessen werden: es wird dabei, ähnlich wie in der hier verwendeten Meßmethodik, die tibiale Insertion des vKB mit einem Hohlbohrer umbohrt und an den dadurch entstandenen Knochenzylinder eine Zugkraftmeßdose angeschlossen.

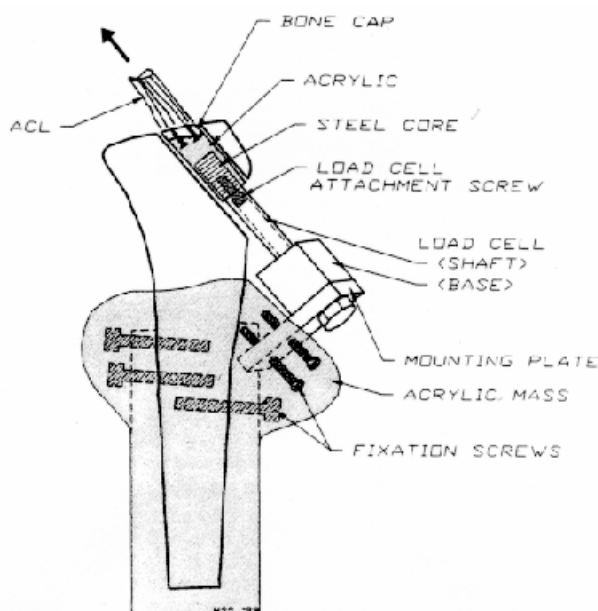


Abbildung 8: Fixationsmethode der Zugkraftmeßdose. Aus MARKOLF et al. (1990)

MARKOLF et al. (1990 und 1993) und WASCHER et al. (1993) führten damit unterschiedliche Krätemessungen am vKB durch: bei einer Flexions-Extensionsbewegung, bei Innen- und Außenrotation und bei Varus- und Valgusbewegungen im Kniegelenk, jeweils mit und ohne Quadrizepssimulation von 200 N.

Bei 5° Hyperflexion traten dabei die höchsten Kräfte auf (zw. 50 N und 240 N, im Mittel 118 N; unter zusätzlicher Quadrizepssimulation bzw. Innen- oder Außenrotation bzw. Varus- od. Valgusstreß stiegen die Kräfte noch an). Die Maximalkraft ist hierbei jedoch auch durch die Ausrißfestigkeit der Zugkraftmeßdose gegeben; aus diesem Grund mußten Versuche aus der Wertung genommen werden, bei denen es durch zu hohe Kräfte zu eben so einem Ausriß kam.

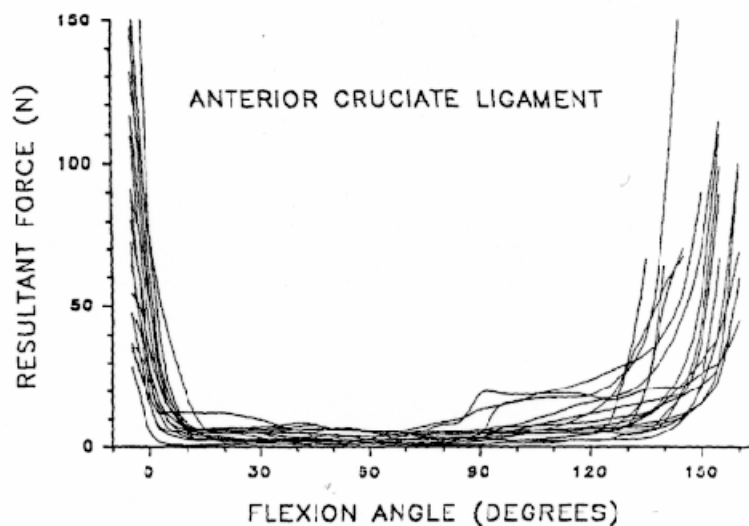


Diagramm 4: Darstellung der Kräfte im vKB bei einer Flexions-Extensions-Bewegung an 18 Kniepräparaten. Aus WASCHER et al. (1993)

3.2. Messungen am vKB-Transplantat

3.2.1. Direkte Messung der Zugkräfte am LP-T (MARKOLF et al.)

MARKOLF et al. (1996b) haben ihre Meßmethodik zur Messung der Zugkräfte am vKB (3.1.2.) so weiterentwickelt, daß sie auch zur Messung der Zugkräfte am LP-T verwendet werden konnte: nach Entfernung des vKB und zusätzlicher Plazierung eines femoralen Bohrkanals wurde ein LP-T in das Knie eingebaut: auf proximaler Seite des LP-T wurden Dakron-Schnüre befestigt, die wiederum durch den femoralen Bohrkanal gezogen und am Femur befestigt wurden; distal haben sie das Transplantat mit einer Zugkraftmeßdose verbunden. Die Vorspannung des Transplantats wählten sie dabei entweder so groß, daß die anterior-posteriore Stabilität bei einer Kniebeugung von 30° dadurch wiederhergestellt wurde („laxity-matched pre-tension“; im Mittel waren dazu 28,6 N notwendig) oder sie spannten das Transplantat bei 30° noch stärker ein (zusätzliche 45 N; „over-tension“).

Die Zugkräfte am vKB wurden denen am LP-T bei den verschiedenen Vorspannungen gegenübergestellt. Die Ergebnisse sind nachfolgend abgebildet:

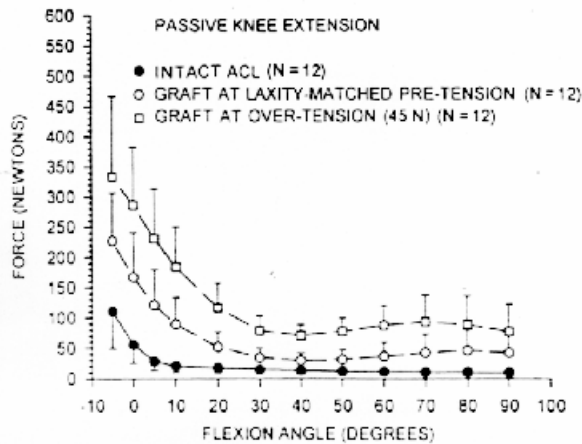


Diagramm 5: Vergleich der Kräfte im vKB mit denen im LP-T (mit unterschiedlichen Vorspannungen eingebaut). Dabei unterschieden sich die Werte der 3 Kurven bei jeder einzelnen Beugstellung jeweils signifikant voneinander. Aus MARKOLF et al. (1996b)

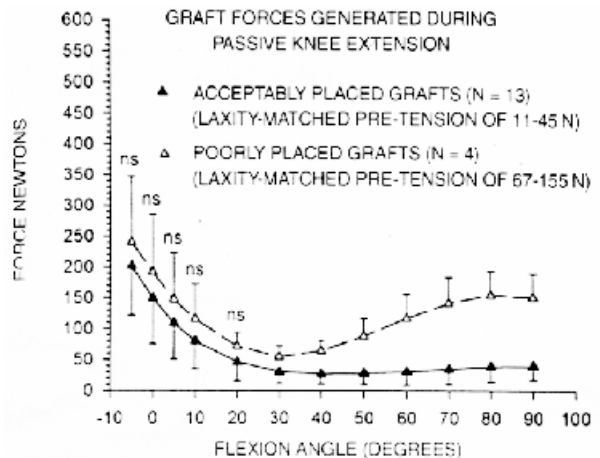


Diagramm 6: Kräfte in den LP-T bei 13 korrekt platzierten und 4 nicht akzeptabel eingebauten Transplantaten. Die Kräfte in letzteren waren ab einer Beugung von 20° signifikant ($p < 0,05$) größer (ns = kein signifikanter Unterschied). Aus MARKOLF et al. (1996b)

Bei voller Extension beliefen sich die Kräfte im intakten vKB auf 18-110 N und im LP-T auf 50-297 N (mit sog. „laxity-matched pre-tension“) bzw. 145-467 N (mit „over-tension“). Der Anstieg der Kräfte mit zunehmendem Flexionswinkel im LP-T von 4 Kniepräparaten (s. Diag. 6) konnte auf eine zu weit anteriore Plazierung des femoralen Bohrkanals bei diesen zurückgeführt werden.

3.2.2. Direkte Messung der Zugkräfte am LP-T (RUPP et al.)

Ähnlich der Vorgehensweise von MARKOLF et al. (1996b) haben auch RUPP et al. (1999) in vitro Kräfte im LP-T unter verschiedenen Bedingungen gemessen. Sie untersuchten die Auswirkungen einer passiven Flexions-Extensions-Bewegung, eines Quadrizepszuges und von Varus- und Valgusstellung des Kniegelenks auf die resultierenden Kräfte im LP-T.

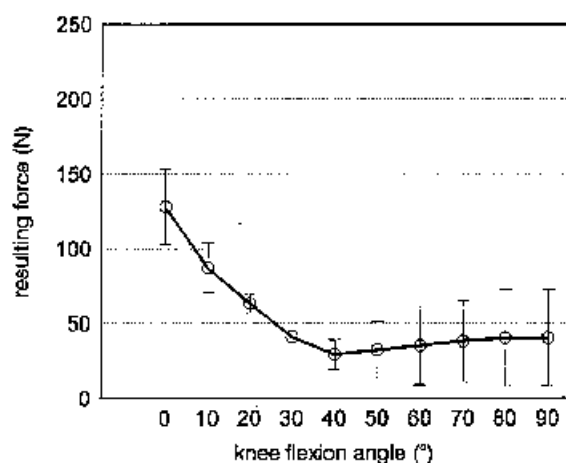


Diagramm 7: Kraft im LP-T bei einer passiven Kniegelenkextensionsbewegung. Die Angaben stellen den Mittelwert \pm Standardabweichung ($n=7$) dar. Aus RUPP et al. (1999)

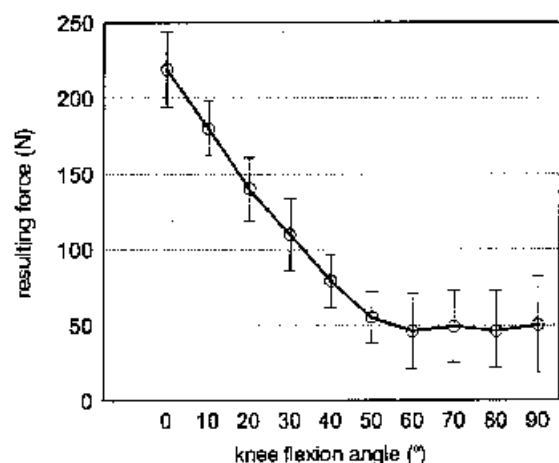


Diagramm 8: Kraft im LP-T bei einer Kniegelenkextensionsbewegung durch Zug am Quadrizeps. Die Angaben stellen den Mittelwert \pm Standardabweichung ($n=7$) dar. Aus RUPP et al. (1999)

Passive Streckung des Kniegelenks führte zu einem raschen Kräfteanstieg im LP-T zwischen 30° und 0° Flexion, wobei das Maximum (128 ± 25 N (MW \pm SAW); Werte zw. 92 N u. 162 N) bei 0° erreicht wurde. Wurde zusätzlich ein Zug am Quadriceps ausgeübt, so stiegen die Kräfte bereits bei 50° Flexion an und erreichten in voller Streckung höhere Maximalwerte (219 ± 25 N (MW \pm SAW); Werte zw. 175 N u. 247 N). Auch Varus- und Valgusstellung im Kniegelenk ließen die Kräfte im LP-T ansteigen. Zur Vorspannung des LP-T wurde jeweils eine Kraft von 40 N bei einem Beugewinkel von 30° auf das Ligament ausgeübt.

3.2.3. Intraoperative Krätemessungen am SS-T

HOWELL et al. (1999) führten vor der endgültigen Implantation eines SS-T (4-fach-Strang) an diesem intraoperativ Krätemessungen bei einer passiven Flexions-Extensions-Bewegung (0°-90°) durch. Der femorale vKB-Ansatz wurde mit dem gleichen Zielgerät angebohrt, wie es auch in vorliegender Arbeit verwendet wurde. Die Fixation des SS-T erfolgte mit Hilfe einer sog. „Bone Mulch Screw“, die dazu von lateral durch den Femur geschraubt wurde (s. Abb. 9).

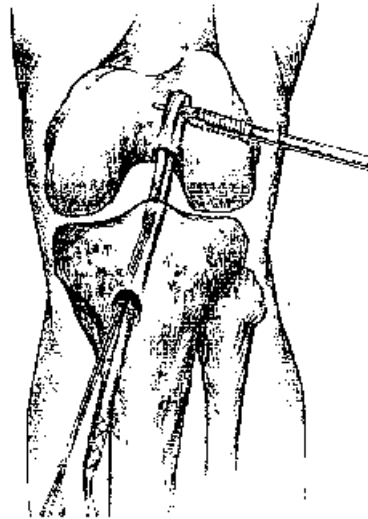


Abbildung 9:
Fixation des SS-T.
Aus HOWELL et al. (1999)

Dem Transplantat applizierten sie eine VS von 20 N bei einem Beugewinkel von 30°. War die im Ligament gemessene Kraft bei 80° größer als 40 N, so wurde diese als „abnormal“ eingestuft (bei 10 von 14 operierten Patienten). Für diesen frühen Kraftanstieg in Flexion konnte jedoch kein Zusammenhang mit dem Ort der tibialen oder femoralen Anbohrung gefunden werden.

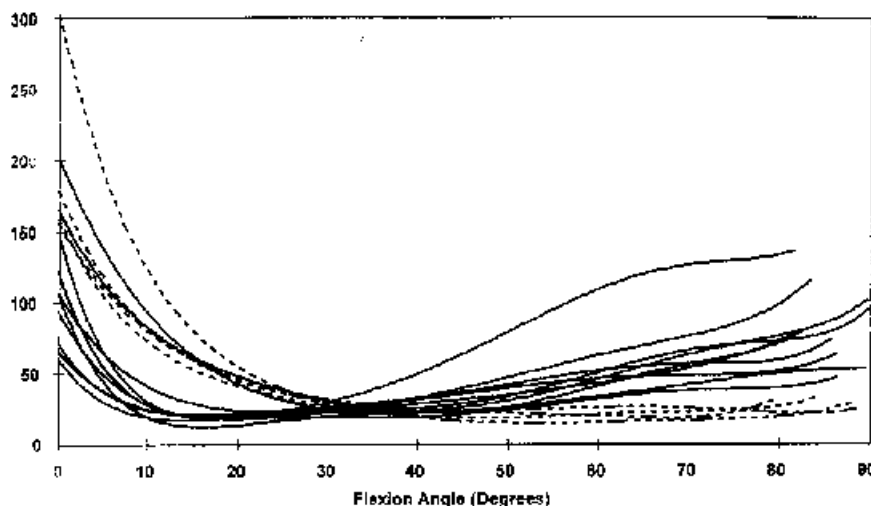


Diagramm 9:
Vergleich der
Zugkraftverlaufskurven
der Transplantate von
14 Patienten. In 10 von
14 Fällen erfolgte ein
früher Kraftanstieg in
Flexion ($F > 40$ N bei 80°;
durchgezogene Linien).
Die y-Achse gibt die
Kraft in [N] wieder. Aus
HOWELL et al. (1999)

Passive volle Streckung des Knies führte zu Kräften im SS-T zwischen 58 und 276 N (122 ± 62 N (MW \pm SAW); n=14).

3.2.4. Messungen an einem Testligament aus Kevlar

GOOD (1995) maß in seiner Arbeit Längenänderungen und Kräfte eines künstlichen vKB-Ersatzes (aus Kevlar), wobei er bei den verwendeten 10 Kniepräparaten jeweils mehrere verschiedene Insertionspunkte für den vKB-Ersatz an Femur (n=5) und Tibia (n=2) wählte. Die Ansatzpunkte befanden sich alle innerhalb der anatomischen vKB-Insertionen.

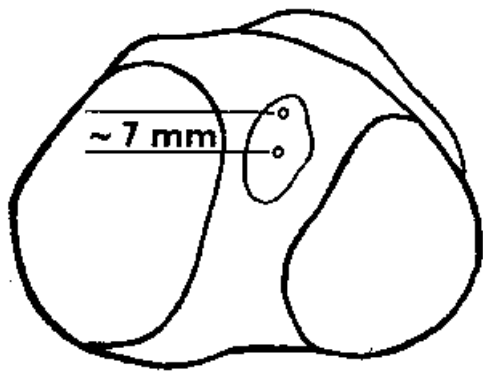


Abbildung 10: Die beiden tibialen Ansatzpunkte des Testligaments, einer in der Mitte der anatomischen vKB-Insertion, der andere nahe dessen vorderen Randes. Aus GOOD (1995)

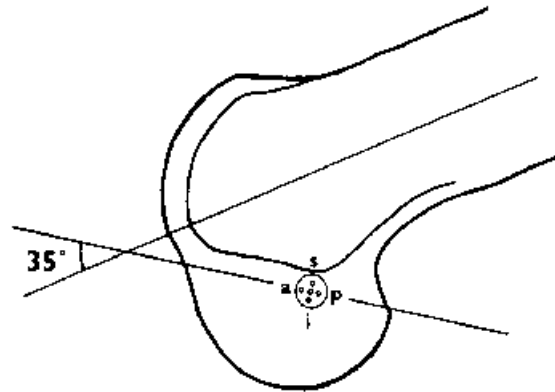


Abbildung 11: Die vier peripheren femoralen Ansatzpunkte des Testligaments sind relativ zum Interkondylendach lokalisiert; a=anterior, i=inferior, p=posterior, s=superior. Der zentrale Ansatzpunkt (nicht benannt) entspricht dem Zentrum der anatomischen vKB-Insertion. Aus GOOD (1995)

Längen- und Kräfteänderungen bei einer Flexions-Extensions-Bewegung (0°-130°) wurden für zentrale, posteriore und anteriore femorale Ligament-Ansatzpunkte gefunden. In allen Fällen waren die Beträge für Länge und Kraft in Extension größer als in Flexion, wobei einzig ein anteriorer femorale Ansatzpunkt ein Wiederansteigen der Kräfte in extremer Flexion zeigte. Ein anteriorer tibiale Ansatzpunkt wies geringere Auswirkungen auf Längen- und Kraftänderung auf als ein zentraler Ort der tibialen Anbohrung, jedoch waren die Kurvenverläufe in beiden Fällen ähnlich.

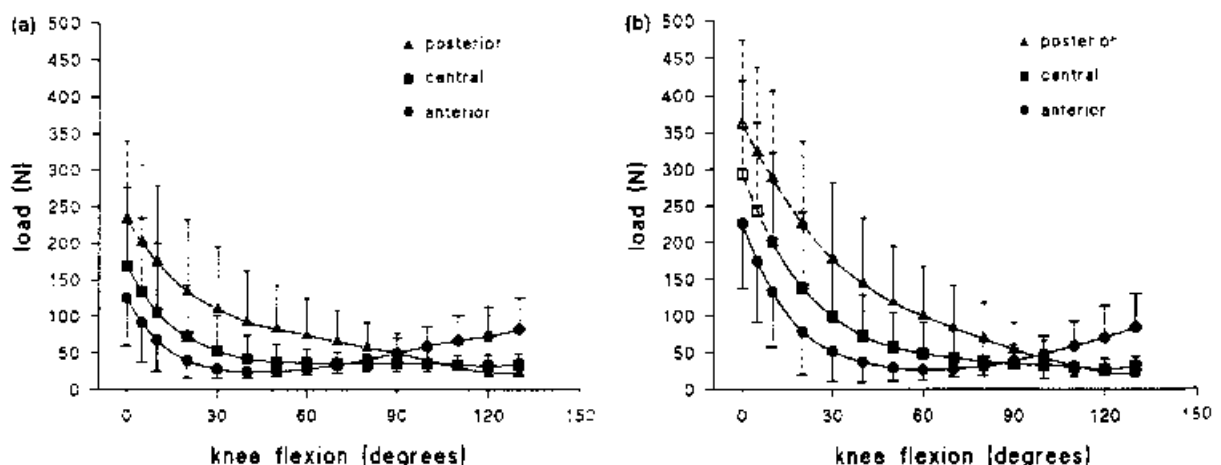


Diagramm 10: Mittelwerte ± Standardabweichungen (n=10) für die Kräfte in einem vKB-Transplantat bei einem (a) anterioren und (b) zentralen tibialen Ansatzpunkt. Kräfte über 180 N stellen extrapolierte Werte dar. Aus GOOD (1995)

Im Vergleich der Werte für Längen- und Kraftänderung zeigte sich eine statistisch signifikante Korrelation zwischen beiden; ebenso korrelierten die Beträge für Maximallänge und Maximalkraft statistisch signifikant miteinander.

4. Material und Methode

Die Methode zur Messung der Zugkräfte am vKB (4.4., S. 29 ff.) wurde von SIGMUND (1997) im Rahmen seiner Dissertation entwickelt. So wurde die Vorgehensweise in 4.4. und das dazu entwickelte Material auch weitgehend von SIGMUND (1997) übernommen.

4.1. Humankniepräparate

Die Versuche wurden an 15 Humankniepräparaten durchgeführt, deren Spenderalter zwischen 23 und 73 Jahren lag; der arithmetische Mittelwert betrug 48,7 Jahre.

Bei den Präparaten handelte es sich um 7 paarige Knie und ein einzelnes rechtes; ein Paar Knie war weiblichen, der Rest männlichen Geschlechts.

Die Entnahme der Kniegelenke erfolgte durch Osteotomie am distalen Femur- und proximalen Tibiabereich; lediglich der Hautmantel wurde am Spender belassen. Nach Entnahme wurden die Präparate bei -18°C tiefgefroren und ca. 12 Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut. Die Versuche fanden ebenfalls bei Raumtemperatur statt.

Von keinem der Kniegelenke war weder eine Vorerkrankung oder Verletzung bekannt, noch ließen sich Hinweise für eine solche bei der nachfolgenden klinischen Untersuchung feststellen.

Um möglichst keine Verfälschungen der Versuchsergebnisse durch Postmortem-Veränderungen herbeizuführen, wurden die Präparate zwischen den Arbeitsschritten in einem Kühlschrank bei $+4^{\circ}\text{C}$ gelagert und, um sie vor Austrocknung zu schützen, während des Arbeitens ständig mit physiologischer NaCl-Lösung benetzt. Die Versuche wurden innerhalb von maximal 52 Stunden nach dem Auftauen abgeschlossen

4.2. Präparation des Knies

4.2.1. Entnahme der Semitendinosussehne

Zunächst wurde die Semitendinosussehne möglichst weit distal (periostnah) am Pes anserinus abgetrennt und die ihr anhaftenden Muskelfasern entfernt. Um sie bis zum Versuch zu konservieren, wurde sie in von physiologischer NaCl-Lösung durchtränkten Kompressen eingehüllt und im Kühlschrank gelagert.



Abbildung 10: Semitendinosussehne nach Entnahme aus dem Kniepräparat

4.2.2. Freipräparierung der Muskelansätze und Einzementierung in einer Haltevorrichtung

Die zu simulierenden Muskelansätze wurden so dargestellt, daß sie später an Sehnenklemmen fixiert werden konnten. Der nicht benötigte Weichteilmantel wurde entfernt und Femur- und Tibiaschaft in Metallzylinder einzementiert. Dadurch konnte das Präparat zur Arthroskopie fixiert und im Kniekinemator eingespannt werden. Sämtliche Präparationsarbeiten wurden unter besonderer Schonung des Kapsel-Band-Apparates durchgeführt.



Abbildung 11: Kniepräparat; Femur und Tibia in Haltehülsen einzementiert

4.3.Arthroskopie des Kniegelenks

Alle nun folgenden Operationsschritte im Kniegelenkspräparat (4.4., 4.6. und 4.9.) wurden unter arthroskopischer Sichtkontrolle durchgeführt.

Das Arthroskopiesystem war mit einer 30°-Weitwinkeloptik, einer Videokamera, einem Shaver und einem Farbmonitor ausgestattet. Die zur Arthroskopie benötigte physiologische NaCl-Lösung entstammte aus einem Reservoir, das ca. 100 cm über dem Arthroskop platziert wurde; der Druck im Kniegelenk bei seiner Spiegelung entsprach also in etwa 100 cm Wassersäule. Der Shaver wurde an eine Wasserstrahlpumpe (Fa. Brand) angeschlossen, die mit einem Unterdruck von bis zu 16 mbar das Wasser wieder absaugen konnte.

Die nachfolgenden Untersuchungsgänge wurden mit einem Videorecorder aufgezeichnet.



Abbildung 12: Arthroskopieturm

Zur Arthroskopie wurde das Präparat an einer speziellen Vorrichtung (schematisch in Abb. 13 dargestellt) befestigt, die es ermöglichte, das Knie in unterschiedlichen Winkelstellungen (sowohl an der femoralen, als auch an der tibialen Seite) zu fixieren. Damit wurden die Bedingungen einer in vivo-Kniespiegelung simuliert.

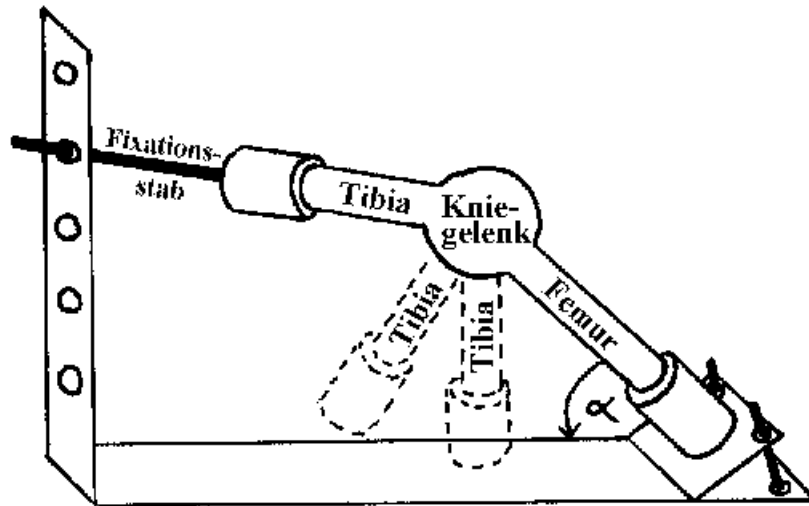


Abbildung 13: Präparat in der Haltevorrichtung zum Arthroskopieren (schematisch); mit dieser Haltevorrichtung konnte das Kniegelenk in jede zur Arthroskopie notwendige Stellung gebracht werden. Der Winkel zwischen Femur und Vorrichtung (α) war zwischen 0° und 90° frei wählbar. Die Tibia konnte entweder während der Arthroskopie manuell in unterschiedlichen Winkelstellungen (gestrichelt eingezeichnet) oder, mit Hilfe eines Fixationsstabes, in einer bestimmten Winkelstellung befestigt werden.

Als Zugänge für alle nachfolgenden arthroskopischen Untersuchungsgänge dienten der untere laterale Zugang (Standardzugang in der Arthroskopie) und ein Arbeitszugang für Zielgerät und Shaver, der unten medial liegt.

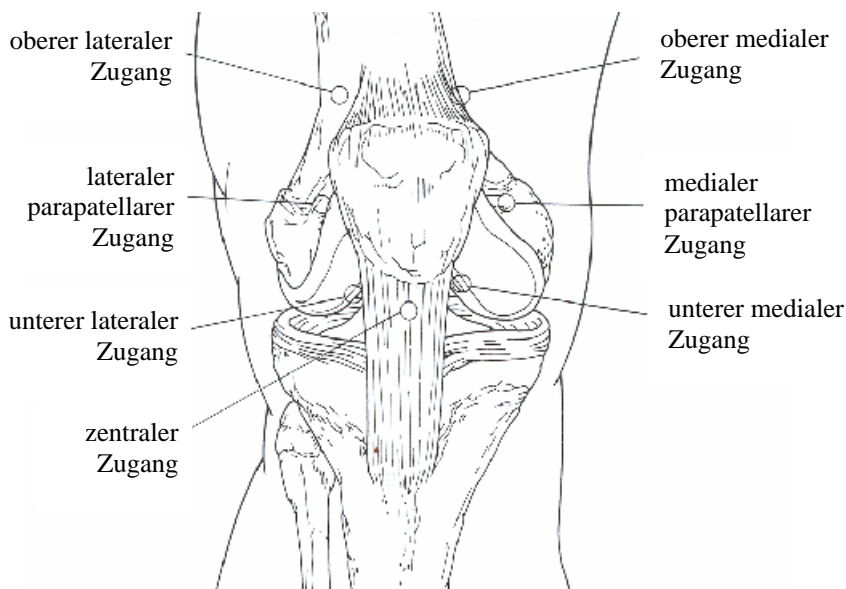


Abbildung 14: Zur Kniearthroskopie verwendete Zugänge. Aus PARISIEN (1994): Therapeutische Arthroskopie

Vor jedem Versuch erfolgte eine Arthroskopie des Kniegelenks, bei der die Intaktheit des vKB überprüft und die Knorpel- und Meniskusverhältnisse beurteilt wurden.

4.4. Anbohrung des tibialen vorderen Kreuzband-Ansatzes

Über ein ineinandergreifendes System von verschiedenen Zielgeräten wurde der vordere Kreuzbandansatz an der Tibia von distal mit einem Hohlbohrer (20 mm Ø) angebohrt, so daß das distale vordere Kreuzbandende nur noch an einem frei verschieblichen Knochenzylinder hing; an diesem Knochenzylinder wiederum wurde über eine Schraube eine Zugkraftmeßdose befestigt. Somit konnten die im vKB auftretenden Kräfte über Knochenzylinder und Schraube direkt auf die Zugkraftmeßdose übertragen werden (Abb. 15).

4.4.1. Tibiale Knochenkeilentnahme

An der Tibia mußte zunächst ein Knochenkeil ausgesägt werden, um ein exaktes Anbohren des vorderen Kreuzbandansatzes zu erleichtern.

Durch die Knochenkeilentnahme konnte der Hohlbohrer plan auf der Tibia aufliegen und rutschte so nicht entlang der Kortikalis ab. Außerdem konnte dadurch die Bohrkanallänge reduziert werden und somit die Zielgenauigkeit erhöht und die Reibungskräfte des Bohrzylinders vermindert werden. Ebenso erleichterte sich die spätere Fixierung des äußeren Zielgerätes (s. 4.4.3., S. 31).

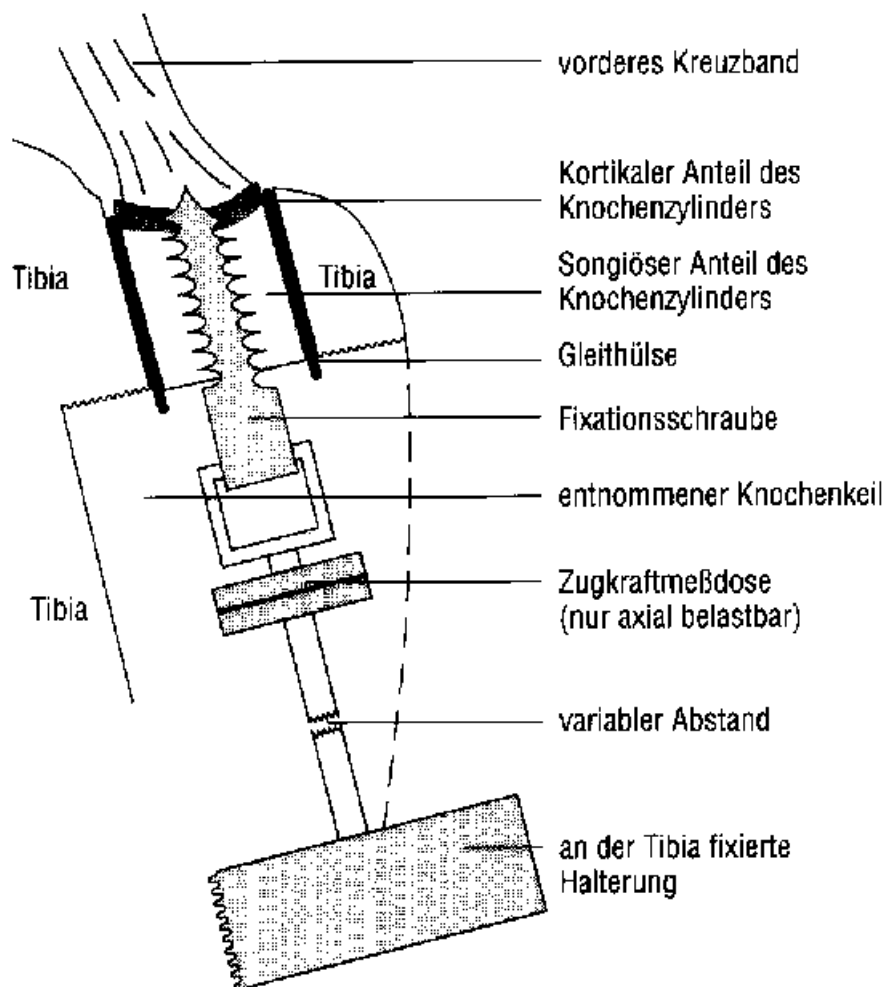


Abbildung 15: Sagittalschnitt durch die Tibia auf der Höhe der vKB-Insertion. Aus SIGMUND (1997)

4.4.2. Platzierung eines Zielgerätes zur zentrischen Anbohrung

Zunächst wurde die tibiale Insertion des vKB mit Hilfe eines Zielgerätes und eines 2,4 mm starken Kirschnerdrahtes mit Gewinde angebohrt.

Das Zielgerät wurde durch den anteromedialen Arbeitszugang geführt und ca. 8 mm vor den am weitesten ventral ansetzenden Faserzügen des hinteren Kreuzbandes platziert. Dieser Punkt entspricht nach MORGAN et al. (1995) am genauesten dem zentralen Ansatzbereich des vKB und wird in der operativen Rekonstruktion des vKB am häufigsten als Zielpunkt für die Anbohrung des tibialen Kreuzbandansatzes gewählt.

Der Anbohrwinkel zum Tibiaplateau sollte dabei 50° betragen, was auch der durchschnittlichen Winkelstellung des vKB zum Tibiaplateau entspricht. Der Kirschnerdraht wurde so weit vorgebohrt, bis er spürbar die Kortikalis des vKB-Ansatzpunktes erfaßte. Auf eine Durchbohrung der Kortikalis und die daraufhin mögliche Kontrolle der korrekten Lage der Anbohrung wurde verzichtet, weil dadurch Fasern am vKB-Ansatzpunkt beschädigt würden.

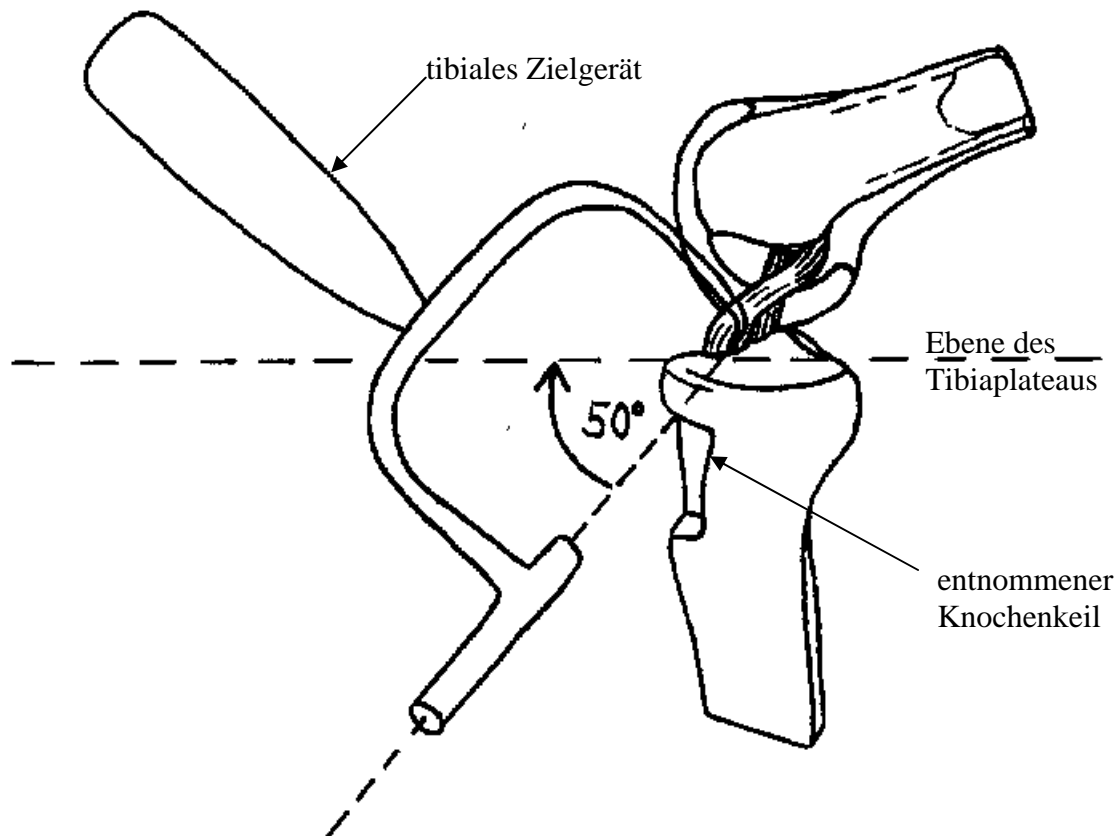


Abbildung 16: Platzierung des tibialen Zielgerätes zur zentrischen Anbohrung des vKB-Ansatzes; um die Anbohrung zu erleichtern, wurde an der Tibia vorher ein Knochenkeil entnommen.

4.4.3. Fixierung eines Zielgerätes zur Freilegung der tibialen Insertion

Die Positionierung des zweiten Zielgerätes dient der Freilegung der tibialen Insertion des vKB mit einem Hohlbohrer. Dieses Zielgerät besteht aus einem Grundkörper und mehreren variablen Einsätzen, die als Führungshülsen für Kirschnerdraht, Schraube und Hohlbohrer dienen.

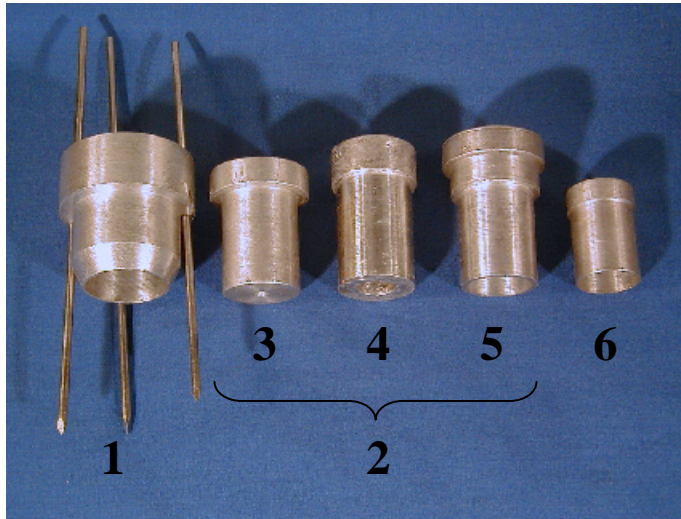


Abbildung 17: zweites tibiales Zielgerät (1) mit seinen verschiedenen Einsätzen (2) [3=für den Kirschnerdraht zur Plazierung des Zielgerätes; 4=für die Fixationsschraube; 5= für den Hohlbohrer] und einer Gleithülse (6) zum Einsatz zwischen Tibia und freigelegtem Knochenzylinder

Zunächst wurde das Zielgerät über den Kirschnerdraht mit der entsprechenden Führungshülse (3 in Abb. 17) vorgeschoben bis es plan auf der Tibia zu liegen kam und daraufhin mit drei weiteren Kirschnerdrähten an der Spongiosa der Tibia fixiert.

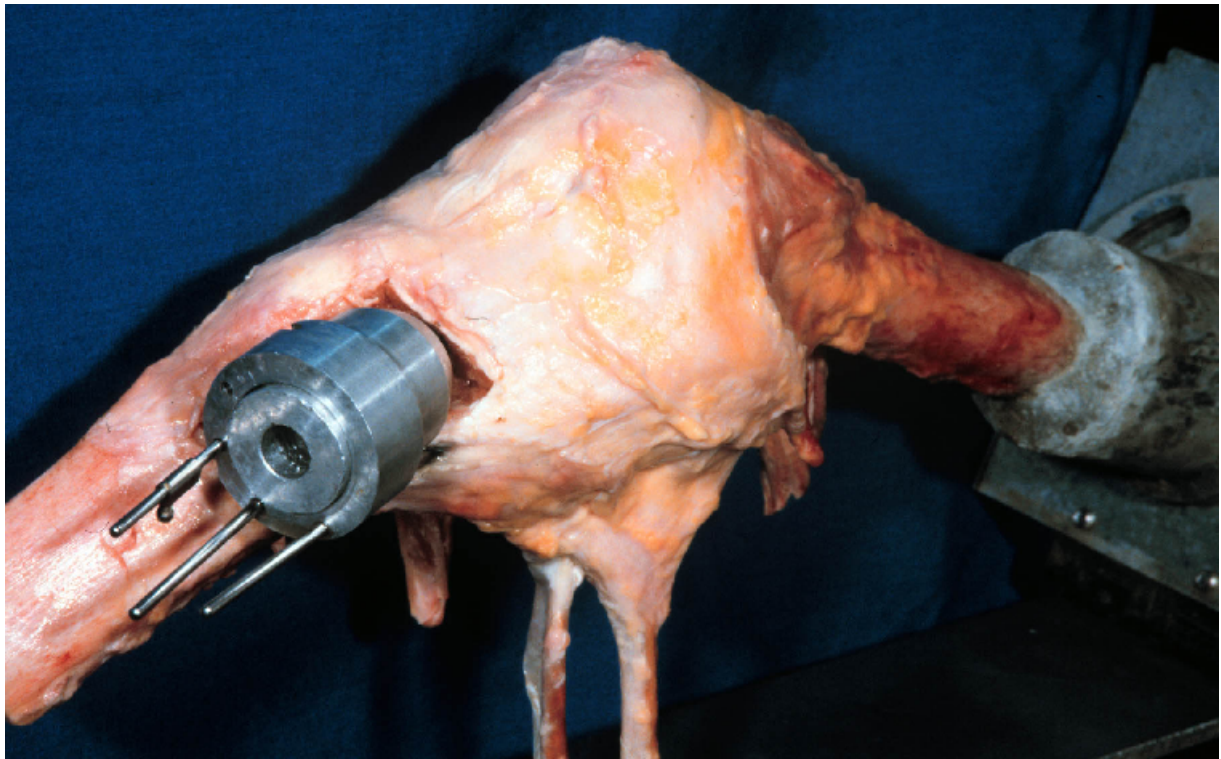


Abbildung 18: Fixation des zweiten tibialen Zielgerätes am Kniepräparat; die Führungshülse zum Einbohren der Schraube (s. 4.4.4.) ist bereits eingesetzt.

4.4.4. Fixierung einer Schraube entlang des Bohrkanals

Nach Entfernung des Kirschnerdrahtes kann mit Hilfe einer anderen Führungshülse (Abb. 18 und 4 in Abb. 17) eine Schraube (Abb. 19) entlang des Bohrloches zentriert vorgedreht werden. Diese Schraube dient der späteren Fixierung der Zugkraftmeßdose am freigelegten Knochenzylinder. Sie wurde manuell bis zur Kortikalis gedreht.



Abbildung 19: Schraube zur Fixierung der Zugkraftmeßdose am freigelegten Knochenzylinder

4.4.5. Freibohrung der tibialen Insertion mit einem Hohlbohrer

Zur späteren Wiedererkennung der physiologischen Ausgangslage des Knochenzylinders wurden vor dessen Freilegung Markierungen an diesem und an der Tibia gesetzt. Die Freilegung erfolgte mit einem Hohlbohrer, dessen Kerndurchmesser von 20 mm groß genug ist, den tibialen vKB-Ansatz anzubohren ohne dabei Faseranteile des vKB zu zerstören.



Abbildung 20: Hohlbohrer zur Freilegung der tibialen Insertion des vKB

Unter arthroskopischer Sichtkontrolle wurde so weit vorgebohrt, bis der Zylinder gegenüber der Tibia frei verschieblich war. Der geschränkte Zahnkranz des Hohlbohrers führte zu einem Bohrspalt zwischen freigelegtem Zylinder und Tibia von 1 mm; in diesen konnte später eine Gleithülse zur Verringerung der Reibungskräfte des gleitenden Zylinders (6 in Abb. 17, S. 31) eingesetzt werden. Dadurch wurde die Kraftübertragung des vKB auf die Zugkraftmeßdose verbessert.

Nach der Freilegung der Insertion wurde das vKB arthroskopisch auf eine Schädigung seiner Faseranteile untersucht .

4.5. Messungen am Kniekinemator (vKB)

Mit Hilfe einer von PLITZ und WIRTH entwickelten Apparatur konnten die Kniegelenke passiv gebeugt und gestreckt werden und dabei die Zugkräfte des vKB unter standardisierten Bedingungen gemessen werden. Ein Goniometer stellte gleichzeitig den Beugewinkel fest.

4.5.1. Aufbau des Kinemators

Das femorale Ende des Präparats wurde an einer Vorrichtung des Kinemators befestigt und das tibiale Ende an einem Hebelarm angebracht, der von einem Elektromotor im Sinne einer Flexions-Extensionsbewegung geschwenkt wurde. Auf die mögliche Simulation des tibiofemorale Anpreßdruckes nach RÖHRLE wurde bei diesen Versuchen verzichtet.

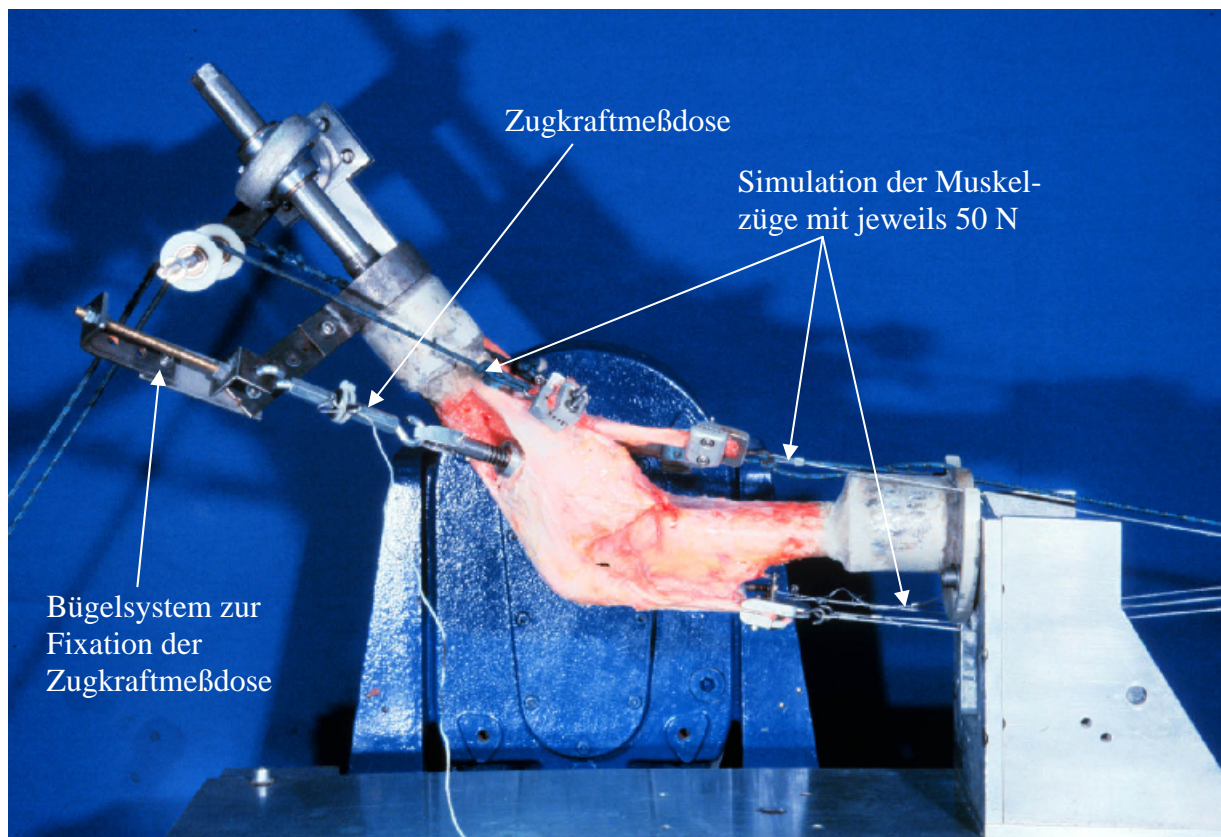


Abbildung 21: Präparat im Kniekinemator nach PLITZ/WIRTH; der Femur (rechts) ist in einer festen Position am Kinemator verankert; die Tibia (links) kann über einen Hebelarm bewegt werden. Die Zugkraftmeßdose (Fa. SENSOTEC, Modell 11 E 05 KNO / 2407-01) ist über ein Bügelssystem an der Tibia befestigt.

4.5.2. Meßvorrichtung zur Bestimmung von Zugkräften im dynamischen Lastfall

Die Zugkraftmeßdose wurde auf ihrer einen Seite an der Fixationsschraube befestigt, auf der anderen Seite über ein Bügelssystem am Metallzylinder, in den die Tibia einzementiert war (vgl. Abb. 21). Der Knochenzylinder (an dem die Fixationsschraube hing) wurde sowohl von seiner Rotationsstellung als auch von seiner axialen Ausrichtung her in seine ursprüngliche Lage gebracht. Somit konnten die biomechanischen Gegebenheiten rekonstruiert und auch über den Versuchsablauf beibehalten werden, da die Zugkraftmeßdose der Bewegung des Kinematorhebelarmes folgte und die anfangs eingestellte Position beibehielt.

4.5.3. Computergesteuerte Registrierung der Zugkräfte

Das Goniometer und die Zugkraftmeßdose wurden an ein digitales Meßverstärkersystem (DMC plus, Fa. Hottinger Baldwin Meßtechnik) angeschlossen, das wiederum die Daten an einen Computer weiterleitete; dadurch konnten synchron die Werte für Winkelstellung und Zugkraft anhand einer speziellen Software (Beam Version 3.2, MAC System 7.1, Gesellschaft für angewandte Meß- und Systemtechnik (AMS)) aufgezeichnet werden. Die Auswertung erfolgte später nach Übertragung der Daten in ein Tabellenkalkulationsprogramm (Excel 97, Fa. Microsoft).

4.5.4. Meßablauf

Im Kniekinemator wurde an den Kniepräparaten untersucht, welche Kräfte im Verlauf mehrerer (4-5) passiver Beugezyklen, von der Gelenkstreckung bis zu einer Kniebeugung von 150 Winkelgraden, auf das vKB wirken.

Die Simulation der Muskelzüge erfolgte durch Anhängen von Gewichten von jeweils 5,0 kg über Drahtseile an die Sehnen der Muskeln von M. Quadriceps femoris (jew. 5,0 kg an Vastus medialis, lateralis und intermedius), M. Biceps femoris, M. Semimembranosus und M. Gastrocnemicus (jew. 5,0 kg an Caput mediale und laterale). Physiologischer wäre es nach RÖHRLE et al. (1980), alle zehn Winkelgrade die Gewichte und damit die Kraft auf die Sehnen zu verändern; dazu hätte allerdings die dynamische Bewegung alle zehn Winkelgrade unterbrochen werden müssen. Für die Wertigkeit dieser Arbeit schien es wichtiger, die Kräfte bei einer dynamischen Bewegung zu messen, als ständig die Bewegung für eine Änderung der Simulation der Muskelzüge zu unterbrechen.

Die Untersuchungen wurden bei variablen Vorspannungen des vKB durchgeführt. Die Vorspannungen betrugen jeweils 30 N und 70 N und wurden stets (in 30°-Winkelstellung des Knies) bei einer Kniegelenksbewegung von der Streckung zur Beugung eingestellt, da sich die Kräfte in der Beugebewegung von denen in Streckbewegung aufgrund der Hysterese unterschieden (siehe 5.1., S. 44).

Ausgehend von einer Beugestellung von 30° wurden die Kniegelenke dann in 4-5 Bewegungszyklen passiv flektiert (bis 150°) und anschließend wieder extendiert (bis 0°). Dabei wurden die Kräfte des vKB am Computer registriert. Die Winkelgeschwindigkeit des Kinematorhebelarmes betrug in etwa 7°/sek.

4.6. Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit der Semitendinosussehne

4.6.1. Entfernung des vorderen Kreuzbandes mit einem Shaver

Zuerst wurde das vKB mit Hilfe des Shavers an seiner proximalen Insertion am Femur unter arthroskopischer Sichtkontrolle durchtrennt. Somit konnten das vKB mitsamt dem anhängenden Knochenzylinder durch den tibialen Bohrkanaal herausgezogen werden. An der Tibia blieb ein Knochenkanal von 20 mm Durchmesser zurück, der bei späteren arthroskopischen Schritten mit einem konischen Gummizylinder verstopft wurde, um das Wasser während der Arthroskopie im Kniegelenk zurückzuhalten.

4.6.2. Präparation der Semitendinosussehne (Quadrupeltechnik)

Zunächst wurde die definitive SS-Länge bestimmt. Abhängig von der gemessenen Länge wird in der vKB-Chirurgie die SS dann zur Sehnenpräparation entweder drei- oder vierfach übereinander gelegt; in vivo ist es das Ziel, nach der Sehnenpräparation eine Gesamttransplantatlänge von mindestens 60 mm zu erhalten. Bei solch einer Länge kann das SS-T dann sowohl auf femoraler als auch auf tibialer Seite mit etwa 20 mm in den Bohrkanälen zu liegen kommen (bei einer intraartikulären Verlaufsstrecken von ebenfalls meist 20 mm); dadurch wird postoperativ ein gutes Einwachsen des vKB-Ersatzes in den Knochen erreicht. Um ein Transplantat von mind. 60 mm Länge zu erhalten, würde man sich bei einer gemessenen SS-Länge von <24 cm für die sog. Tripeltechnik (SS zum Transplantat nur dreifach übereinander gelegt) entscheiden.

In dieser Arbeit wurde aber auch bei kürzeren Sehnen die sog. Quadrupeltechnik (SS zum Transplantat vierfach übereinander gelegt) angewandt, da auch ein Gesamttransplantat kürzerer Länge (<60 mm) ausreichend war (es mußten nicht die Voraussetzungen für ein gutes Einwachsen in die Knochenkanäle geschaffen werden).

Die Sehne wurde in der Mitte mit einem Messer durchgeschnitten, so daß zwei gleichlange Sehnenanteile entstanden. Die Sehnenstümpfe der beiden Anteile wurden mit nichtresorbierbaren Fäden (Ethibond Excel der Stärke 2; Fa. ETHICON) genäht (s. Abb. 22) und die Sehnenstücke als Schlaufen gelegt. Damit erhielt man einen Vierfach-Strang.



Abbildung 22: Semitendinosussehne halbiert und an den Sehnenenden mit nichtresorbierbaren Fäden genäht

Durch die Schlaufenenden des Vierfach-Stranges wurde ein Polyesterband (Mersilene Halteband, 4 mm breit; Fa. ETHICON) gezogen, das an den beiden mittleren Löchern eines sog. Endo-Buttons fixiert wurde. Dieser Endo-Button diente später der Befestigung des Transplantats am Femur (siehe 4.6.4., S. 37 u. 38). Das Mersileneband wurde auf eine Länge von 30 mm geknotet.

Die zuvor an die Sehnenstümpfe des Transplantats genähten Ethibond-Fäden wurden wiederum unter Zug an einem Haken verknüpft (auf eine Länge von 25 mm).

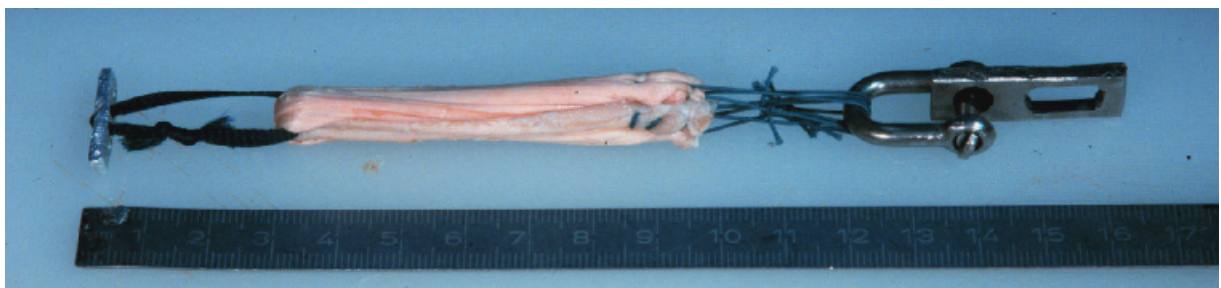


Abbildung 23: Semitendinosussehne so zum Transplantat präpariert, wie sie auch ins Kniegelenk eingesetzt wurde. Zusammensetzung: Endo-Button (femorale Fixation) – Mersileneband – Vierfach-SS-Strang – Ethibond-Fäden – 2 Haken (zur Befestigung der Zugkraftmeßdose)

4.6.3. Femoraler Bohrkanal

Mit Hilfe eines Zielgerätes (Abb. 24) konnte der femorale vKB-Ansatz angebohrt werden.

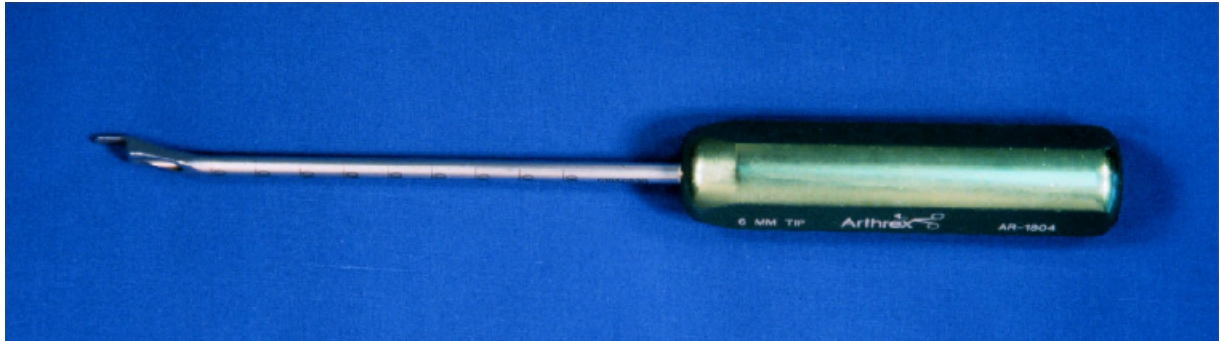


Abbildung 24: Femorales Transtibia Zielinstrument AR-1804 der Fa. ARTHREX

Dazu wurde das Zielgerät durch den tibialen Bohrkanal eingeführt und an linken Knien in der sogenannten 1 Uhr-Position zum Femur (an rechten Knien entsprechend in der 11 Uhr-Position) an der Fossa intercondylaris eingehängt. Das Zielgerät ist so konzipiert, daß der Bohrdrabt 6 mm anterior/inferior der Over-the-top-Position den Femur anbohrt. Dieser Zielpunkt wird auch von MORGAN et al. (1995b) empfohlen; die Anbohrung sollte bei einer Knieflexion von ca. 80°-90° erfolgen.

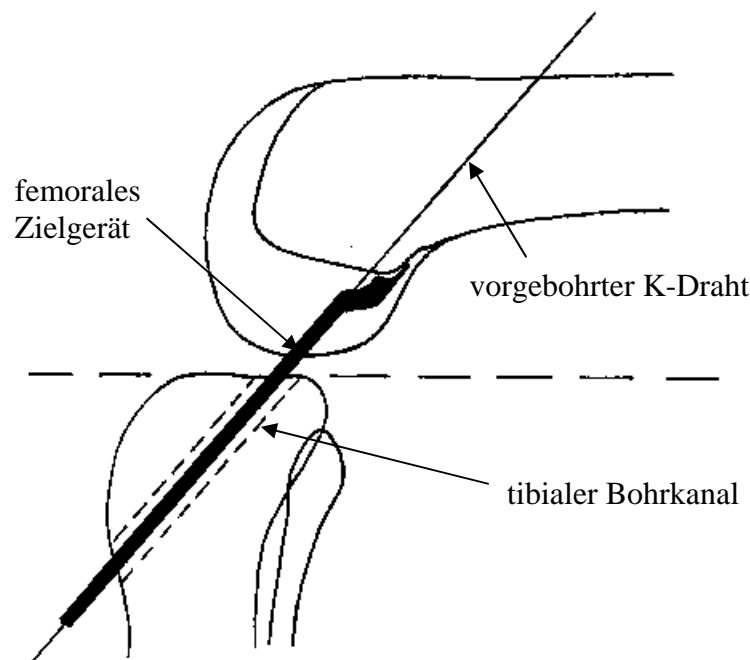


Abbildung 25: schematische Darstellung der Anbohrung des femoralen vKB-Ansatzes; das Knie ist dabei mit ca. 80°-90° flektiert.

Nach Zentrierung des Bohrkanales mit einem K-Draht wurde dieser, um den endgültigen Durchmesser des femoralen Bohrkanals zu erhalten, mit einem 10 mm-Bohrer überbohrt.

4.6.4. Einziehen und Fixieren des Transplantats

Der tibiale Bohrkanal hatte durch die Anbohrung des vKB einen Durchmesser von 20 mm. Da das SS-T jedoch in einem, entsprechend dem Transplantatdurchmesser, tibialen Bohrkanal von geringerer Größe (10 mm) zu liegen kommen sollte, war eine entsprechende „Verringerung des Bohrlochdurchmessers“ notwendig. Dies geschah durch Einlage eines speziell konstruierten Metallzylinders (Abb. 26, a) in den tibialen Kanal. Das „gelenknahe Ende“ des Zylinders sollte dabei mit der Ebene des Tibiaplateaus möglichst plan abschließen. Deshalb wurde dieses Ende abgeschrägt (um 40°) und die freie Schaftlänge des Zylinders durch den Aufsatz von Ringen unterschiedlicher Dicke an die tibiale Bohrkanallänge (je nach Präparat) angepaßt (vgl. Abb. 27).

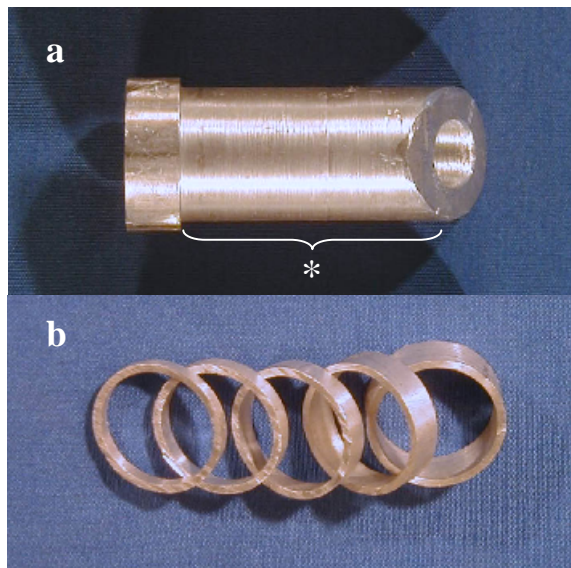


Abbildung 26: Metallzylinder (a) zum Einbringen in den tibialen Bohrkanal; durch das Loch im Zylinder ($\varnothing=10$ mm) wurde später das Transplantat eingeführt. Die freie Schaftlänge (*) konnte durch den Aufsatz von Ringen (b) verringert werden.

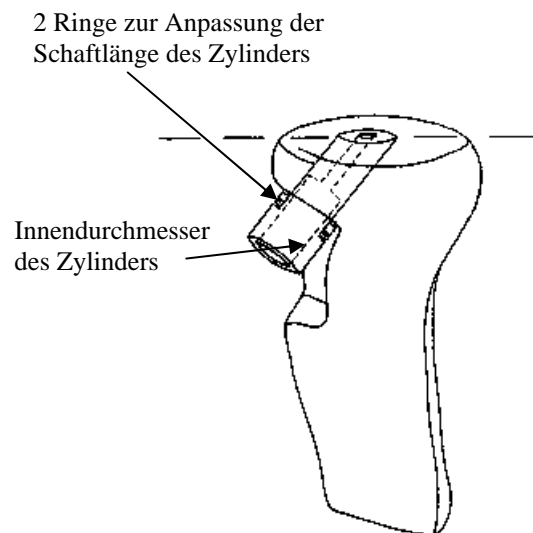


Abbildung 27: Metallzylinder (mit Aufsatz von 2 Ringen) im tibialen Bohrkanal (schematisch)

Das Transplantat wurde über ein randständiges Loch seines Endo-Buttons an einen K-Draht mit Öse gebunden. Der K-Draht diente dem Einziehen des Transplantats, der Endo-Button der Fixation am Femur (der Endo-Button ist ein Metallplättchen, das beim Einziehen seiner Länge lang durch den Kanal gleitet und danach, zur Verkeilung am Femur, um 90° gedreht wird).

Das Transplantat wurde sodann von tibial aus mit Hilfe des K-Drahtes ca. 5 mm weit in den femoralen Bohrkanal eingezogen. Da aber jedes Kniepräparat eine unterschiedliche Länge des femoralen Bohrkanals aufwies, der Endo-Button jedoch immer auf die gleiche Länge zum Semitendinosustransplantat (30 mm) geknotet wurde, mußte z.B. bei einem relativ zu kurzen Bohrkanal (< 35 mm) zwischen Endo-Button und Femur Metallscheiben gelegt werden, um das Präparat tiefer versenken zu können. War hingegen der Bohrkanal > 35 mm, so mußte aus dem Femur ein Knochenkeil ausgesägt werden, um die Länge des Bohrkanals zu verkürzen und so das Präparat nicht zu weit einzuziehen (vgl. dazu Abb. 28).

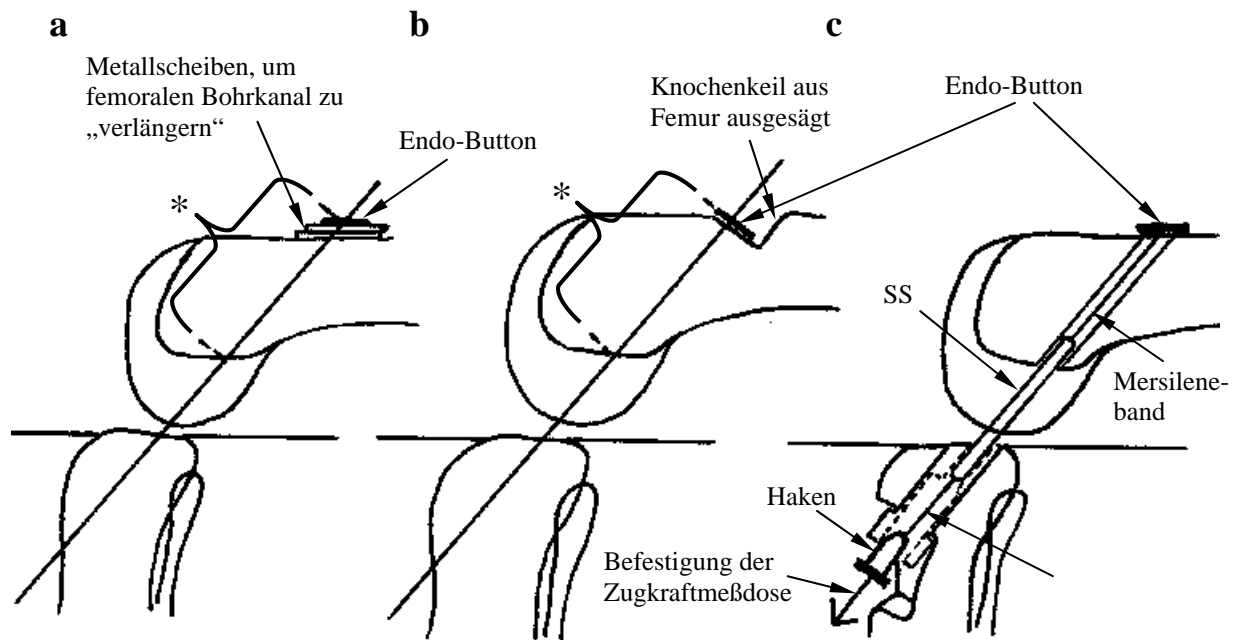


Abbildung 28: „Anpassen“ der femoralen Bohrkanallänge auf ca. 35 mm (*):

a: der femorale Bohrkanal ist zu kurz (<35 mm) → zwischen Femur und Endo-Button müssen Metallscheiben gelegt werden.

b: der femorale Bohrkanal ist zu lang (>35 mm) → aus dem Femur muß ein Knochenkeil ausgesägt werden.

c: korrekte Lage des Transplantats

4.7. Messungen am Kniekinemator (SS)

Die Zugkraftmeßdose wurde einerseits mit dem Haken des Transplantats, andererseits über eine Bügelkonstruktion mit der Tibia verbunden (vgl. Abb. 21, S. 33).

Der Kniekinemator konnte nun auch dazu eingesetzt werden, die Zugkraftverlaufskurve eines vKB-Transplantats zu erstellen. Der Meßablauf war dabei der gleiche wie bei der Messung der Zugkräfte des vKB (siehe 4.5.4., S. 34). Auch hier wurden die Untersuchungen bei variablen Vorspannungen (30 N und 70 N) durchgeführt. Im Verlauf der zyklischen Belastung (durch die Flexions-Extensions-Bewegung) kam es jedoch zu einer viskoelastischen Elongation der Transplantatkonstrukte (hauptsächlich im Bereich der Fixierungen der Sehngewebe), die zu einem Kraftabfall über die Zeit führte. Aus diesem Grund wurde der vKB-Ersatz zunächst so lange zyklisch belastet, bis keine Kraftminderung von einem Bewegungszyklus zum anderen mehr auftrat und erst dann bei den verschiedenen Vorspannungen gemessen.

4.8. Messungen an der Materialprüfmaschine (SS)

Bei den Untersuchungen am Kniebelastungssimulator wurden Kräfte gemessen. Um einen Eindruck über die Dehnungen, die das Transplantat bei einer vorgegebenen Belastung erfährt, erhalten zu können, wurde ein Kraft-Dehnungs-Diagramm aufgenommen. Aus diesem konnten später Steifigkeit und Ausreißfestigkeit des vKB-Ersatzes ermittelt werden.

Das Semitendinosustransplantat wurde zunächst aus dem Kniepräparat entnommen und in eine Materialprüfmaschine (Typ Z010 der Fa. ZWICK) eingespannt:

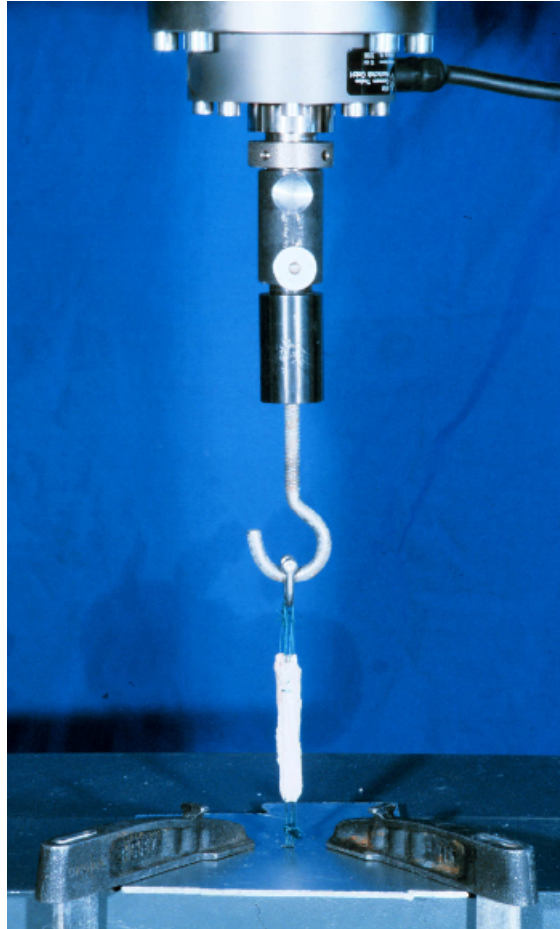


Abbildung 29: SS-T zu Dehnungs- und Reißfestigkeitsuntersuchungen in einer Materialprüfmaschine eingespannt

Diese Maschine dient Dehnungs- und Reißfestigkeitsuntersuchungen und wurde so eingestellt, daß das eingespannte Präparat mit einer konstanten Geschwindigkeit (5 mm/min) gedehnt wurde. Um eine gleichmäßige Spannung in allen Fasern zu erreichen, wurde zunächst eine Vorkraft von 3 N appliziert und erst danach das SS-T bis zu seiner Ruptur gedehnt; bei den einzelnen Präparaten riß dabei entweder das Mersileneband oder ein Ethibond-Faden. Die Daten wurden von einer Spezialsoftware (testXpert V5.0) am angeschlossenen Computer gespeichert. Der Rechner stellte die Meßwerte als Kraft-Dehnungs-Diagramme dar. Die Steifigkeit S wurde bei einer Zugbelastung von 150 N berechnet ($S = \Delta F / \Delta l$ [N/mm]; s. Diag. 2, S. 16).

4.9. Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit dem mittleren Drittel des Lig. patellae

4.9.1. Entnahme eines Bone-Tendon-Bone-Transplantats

Zuerst wurde ein ca. 10 mm breiter Streifen aus dem zentralen Drittel des Lig. patellae isoliert. Mittels einer oszillierenden Säge wurden dann Knochenblöckchen aus Patella und Tuberositas tibiae ausgesägt und das Bone-Tendon-Bone-Präparat entnommen. Die Knochenblöckchen waren ca. 20 mm lang, 10 mm tief und 10 mm breit und wurden nach ihrer Entnahme auf einen Durchmesser von 10 mm hinpräpariert.



Abbildung 30: BTB-Transplantat vor der endgültigen Entnahme aus dem Kniegelenk

4.9.2. Transplantatvorbereitung

Sowohl das tibiale als auch das patellare Knochenblöckchen wurden antero-posterior perforiert. Auf der patellaren Seite des Transplantats konnte somit ein Mersileneband durch die Perforation eingezogen werden; das Band wurde an einem Endo-Button befestigt und auf eine Länge von 30 mm geknotet. Am tibialen Knochenblöckchen wurde ein Haken befestigt, der der Fixierung der Zugkraftmeßdose diente.



Abbildung 31: LP-T wie es auch ins Kniegelenk eingesetzt wurde. Zusammensetzung: Endo-Button (femorale Fixation) – Mersileneband – BTB-Transplantat – 2 Haken (zur Befestigung der Zugkraftmeßdose)

4.9.3. Einziehen und Fixieren des Transplantats

Zunächst mußte (entsprechend dem Vorgehen in 4.6.4., S. 37 u. 38) ein perforierter Metallzylinder (Innendurchmesser 10 mm) mit entsprechenden Aufsätzen (Ringe) in den tibialen Kanal von 20 mm Durchmesser eingelegt werden (vgl. Abb. 26 und 27, S. 37). Wie zuvor das SS-T, so wurde auch das LP-T mit Hilfe eines K-Drahtes mit Öse in das Kniegelenk eingezogen; die femorale Fixation des Transplantats erfolgte entsprechend der der Semitendinosussehne mit dem Endo-Button. Der Knochenblock des BTB-Transplantats sollte dabei so weit in den femoralen Kanal gleiten, daß er knapp vor dem Gelenkeintritt des femoralen Kanales endete. Um die exakte Einzugslänge zu erhalten, mußten dabei zwischen Endo-Button und Femur ebenso Metallscheiben gelegt (bzw. ein femoraler Knochenkeil ausgeschnitten) werden wie beim Einzug des vierfachen Semitendinosus-Stranges (vgl. Abb. 28, S. 38).

4.10. Messungen an Kinemator und Materialprüfmaschine (Lig. patellae)

Für die Messung der Zugkraftverlaufskurve des Lig. patellae-Transplantats wurde das Kniepräparat erneut in den Kinemator eingespannt. Die Befestigung der Zugkraftmeßdose erfolgte einerseits mit dem Haken des Transplantats, andererseits über die Bügelkonstruktion mit der Tibia (vgl. Abb. 21, S. 33).

Zur Untersuchung der Dehnungs- und Reißfestigkeit des Lig. patellae-Transplantats wurde die Sehne danach (ebenso wie zuvor die Semitendinosussehne; vgl. Abb. 29, S. 39) in die Materialprüfmaschine eingespannt.

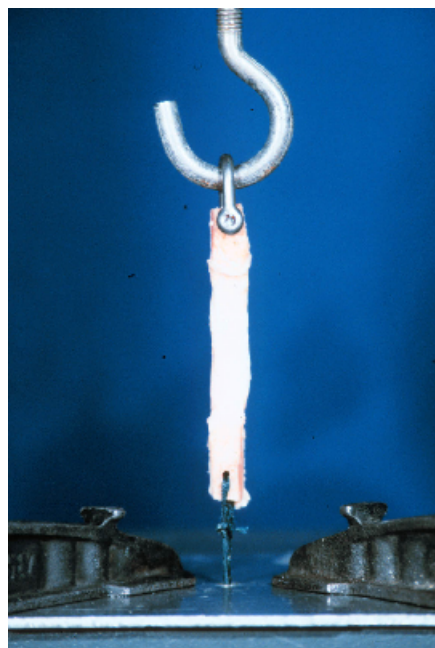


Abbildung 32: LP-T zu Dehnungs- und Reißfestigkeitsuntersuchungen in einer Materialprüfmaschine eingespannt

Der Meßablauf an Kinemator und Materialprüfmaschine war für das LP-T der gleiche wie der in 4.7. und 4.8. (S. 38 u. 39) für das SS-T beschriebene. Die Reißfestigkeitsuntersuchungen wurden bis zur Ruptur des LP-T durchgeführt. Bei den einzelnen Präparaten riß dabei entweder das Mersileneband oder der Haken brach aus dem tibialen Knochenblöckchen des BTB-Transplantats aus.

4.11. Anthropometrische Vermessungen der Kniegelenkspräparate

Nach Abschluß der Experimente erfolgte eine anthropometrische Vermessung der Kniegelenkspräparate, um die Auswirkungen der Lageverhältnisse der Bohrkanäle auf die auftretenden Kräfte beurteilen zu können. Zunächst mußten dazu die Präparate skelettiert werden. Am distalen Femur wurde der frontale Durchmesser vom Epicondylus med. zum Epicondylus lat. gemessen und am Condylus lat. der größte Durchmesser bestimmt; am Tibiakopf wurde der frontale Durchmesser des Tibiaplateaus vermessen.

Anhand dieser Parameter konnten die einzelnen Präparate hinsichtlich ihrer interindividuellen Größen verglichen werden.

4.11.1. Femur

Zur Ausmessung der Lage des femoralen Bohrkanals wurde der Femur in seiner mittleren Sagittalebene in zwei Hälften geteilt und die laterale Seite (mit dem vKB-Ansatz) von medial aus fotografiert. Das Foto wurde, anhand der vorher ermittelten Größenparameter des Femurs (s. oben), auf eine Einheitsgröße vergrößert; danach wurde eine gemeinsame Klarsichtfolie, auf der die Umrisse des Femurs in derselben Größe abgebildet waren, über jedes einzelne Foto gelegt und die Lage der Bohrlöcher jeweils auf diese eine Klarsichtfolie eingezeichnet; die so ermittelte Graphik mit allen Ansatzpunkten wurde fotokopiert und eingescannt. Das Ergebnis zeigt Abb. 35 (S. 60).

Außerdem wurde eine Tabelle mit zwei Prozentwerten, die der Lage der Bohrlöcher entsprachen, erstellt. Dabei gibt x_F das Verhältnis von b_F zu h_F und y_F das von a_F zu t_F wieder:

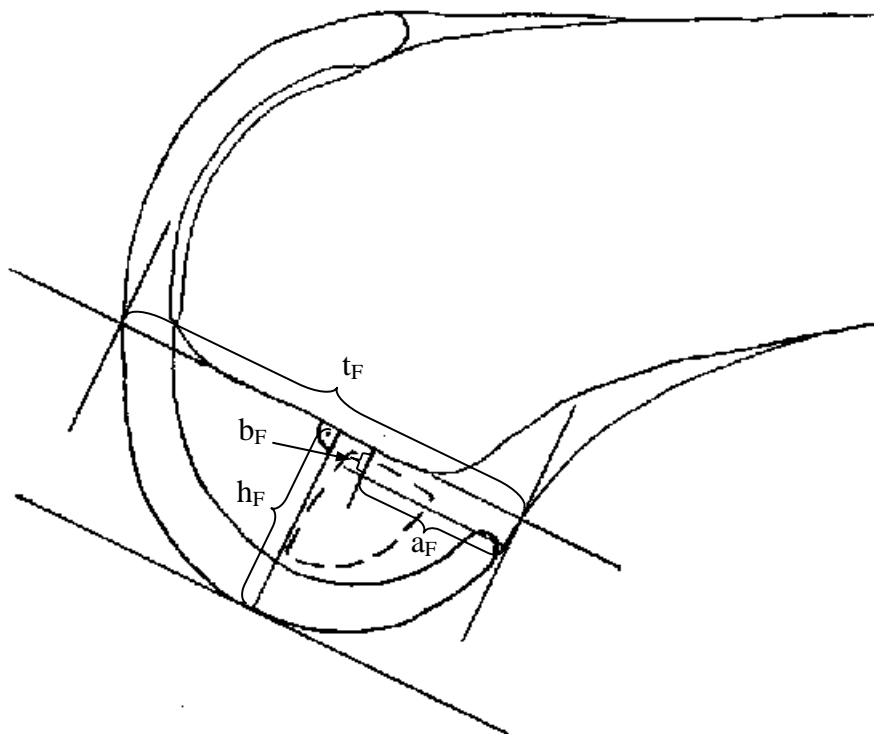


Abbildung 33: Lateraler Femur von medial aus gesehen (Sagittalschnitt). Die Strecke t_F ist eine Verlängerung der sogenannten Blumensaat-Linie, a_F liegt parallel dazu, b_F und h_F stehen darauf senkrecht. Die die Lage der vKB-Ansatzpunkte repräsentierenden Werte (in Prozent) sind $x_F = b_F/h_F$ und $y_F = a_F/t_F$. Ein großer x_F -Wert bedeutet dabei eine mehr laterale, ein großer y_F -Wert eine mehr anteriore Lage des Ansatzpunktes.

4.11.2. Tibia

Bedingt durch die fast ebenen Gelenkflächen der Tibia, konnte die Rekonstruktion der distalen Insertionspunkte der vKB-Transplantate auf zwei Dimensionen vereinfacht werden. Die Bohrlochlokalisationen der einzelnen Präparate wurden als Prozentsatz des sagittalen und

transversalen Durchmessers des Tibiaplateaus vermessen und, anhand dieser Parameter, in eine gemeinsame Graphik eingetragen (Abb. 34; siehe auch Abb. 36, S. 62).

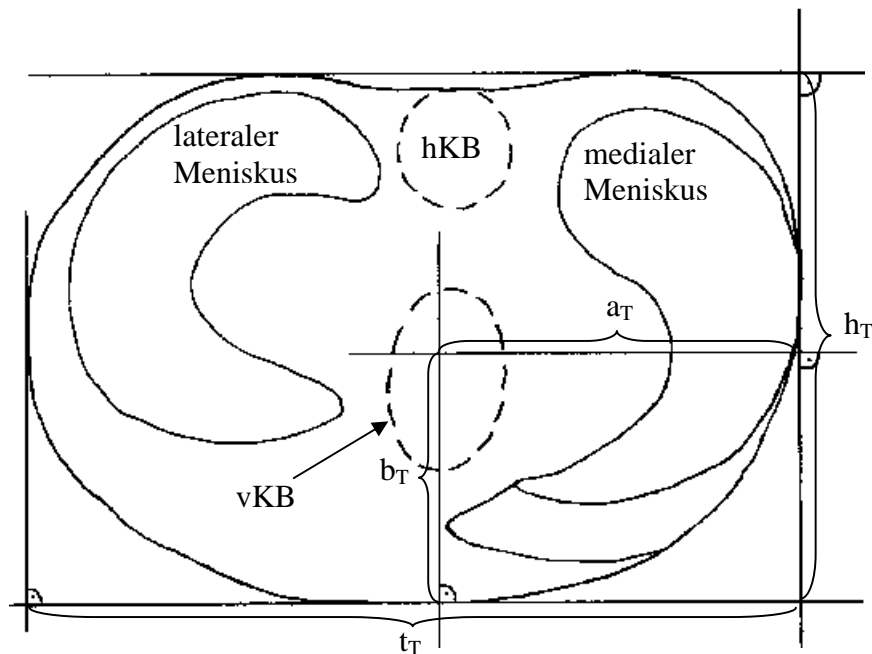


Abbildung 34: Tibiaplateau von oben aus gesehen. Die Strecke h_T ist sein sagittaler, t_T dessen transversaler Durchmesser. Die Lage der vKB-Ansatzpunkte wird durch die Werte $x_T = b_T/h_T$ und $y_T = a_T/t_T$ charakterisiert. Je größer x_T desto posteriorer und je größer y_T desto lateraler liegt der Bohrkanal.

4.12. Statistische Auswertung

Bei vielen Fragestellungen dieser Arbeit an Kniegelenkpräparaten sind statistische Auswertungen kaum möglich und aufgrund der geringen Fallzahlen auch nicht sinnvoll. Daher wurden die unterschiedlichen Kurvenverläufe bei den dynamischen Kräftermessungen rein deskriptiv gewertet.

Bei einigen Versuchsteilen wurde dennoch mit Kenngrößen der Normalverteilung (Mittelwerte, Standardabweichungen) gearbeitet; dies geschah hauptsächlich, um die Ergebnisse mit Literaturangaben vergleichen zu können. In vielen Literaturstellen sind Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben, obwohl auch dort mit vergleichbar geringen Fallzahlen gearbeitet wurde.

5. Ergebnisse

5.1. Messungen am Kniekinemator (dynamischer Lastfall) unter Variation der Vorspannung

Bei allen durchgeführten dynamischen Messungen unterschieden sich die aufgezeichneten Kräftekurven (Auftragen der Kraft im vKB bzw. im Transplantat gegen den Beugewinkel) bei Flexionsbewegungen von denen bei Extensionsbewegungen. Dieser Befund ist auf die Hysterese der verwendeten biologischen Materialien zurückzuführen (SCHATZMANN et al., 1998). Hysterese ist die Eigenschaft von Materialien, die bei ihrer Spannung gespeicherte Energie bei Entspannung nur verlangsamt wieder freizugeben. Dieser Sachverhalt soll an einem ausgewählten Beispiel (Präparat 12, SS-T) erläutert werden:

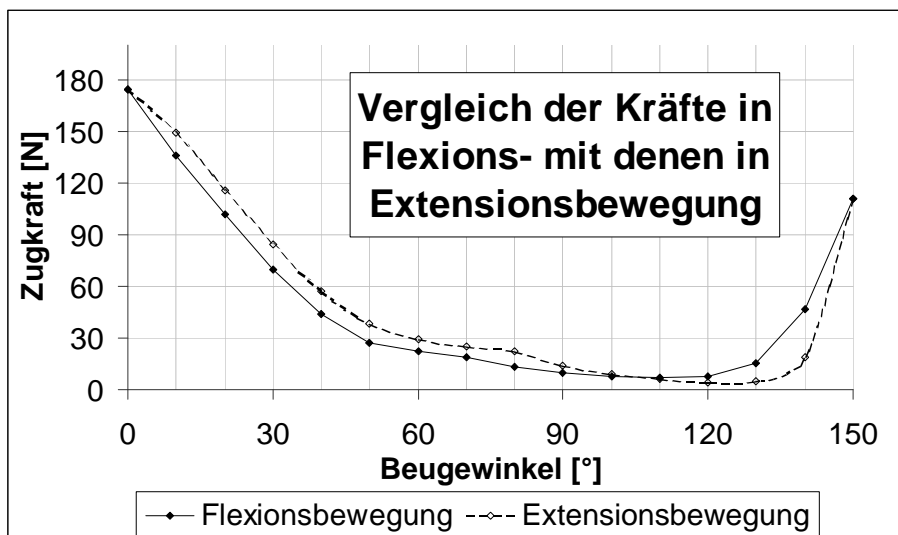


Diagramm 11:
Vergleich der Kräfte in Flexions- mit denen in Extensionsbewegung; Messung am SS-T des Präparates 12 (VS=70N)

Die Kräfte sind in diesem Beispiel zwischen 0° und 100° bei der Streckbewegung größer als bei der darauffolgenden Beugebewegung. Dies liegt daran, daß das vKB durch die einwirkende Zugkraft bei der Streckbewegung gedehnt wird und danach bei der Beugebewegung nur verlangsamt die ursprüngliche Länge wieder zurückgewinnt (längeres vKB \Leftrightarrow geringere Kräfte im vKB). Entsprechend sind hier auch die Kräfte zwischen 110° und 150° bei Beugebewegung größer als bei Streckbewegung. Die Fläche zwischen den beiden Kurven der Flexions- und Extensionsbewegung stellt dabei die Hystereseenergie dar.

Um die Kurvenverläufe der einzelnen Präparate leichter untereinander vergleichen zu können, wurde die Vorspannung der vorderen Kreuzbänder und seiner Transplantate bei 30° einheitlich in der Flexions-Bewegung eingestellt und entsprechend die Kurvenverläufe auch nur bei der Flexions-Bewegung ausgewertet.

Die Auswertung der Kraft-Beugewinkel-Diagramme ist nachfolgend dargestellt. Aufgrund von vKB- bzw. Transplantat-Rupturen bei der Registrierung der Zugkräfte konnten nicht bei jedem Präparat alle Versuche durchgeführt werden; vor allem bei einer Vorspannung von 70 N (bei 30° Flexion) traten bei voller Streckung des Kniegelenks sehr hohe Kräfte auf, die oft zu einer (Teil-) Ruptur des Bandes führten. Deshalb fehlen im folgenden einige Kurvenverläufe.

5.1.1. Bestimmung der Zugkräfte des vorderen Kreuzbandes

Der Kurvenverlauf der im vKB während einer passiven Bewegung (von Gelenkstreckung bis 150°-Kniebeugung) auftretenden Kräfte stellt sich bei allen 15 Knien qualitativ einheitlich dar:

In 0°-Stellung wurden jeweils die größten Kräfte gemessen. Bei einer Beugebewegung fiel die Kraft in der Sehne während der initialen 50 Winkelgrade ab, in mittleren Gelenkstellungen blieb sie auf niedrigem Niveau gleich, um in extremer Beugung (120-150°) in den meisten Fällen wieder mehr oder weniger stark anzusteigen.

Die Krätemessungen am vKB wurden bei allen Präparaten mit den Vorspannungen VS=30 N und VS=70 N (jeweils bei 30° Flexion eingestellt) durchgeführt; jedoch rupturierte die Verankerung der Zugkraftmeßdose am vKB bei den Präparaten 3, 6 und 11 schon beim Versuch mit der Vorspannung VS=30 N und beim Präparat 4 bei VS=70 N, so daß für diese Präparate die entsprechenden Zugkräfte im vKB nicht ermittelt werden konnten. Außerdem kam es durch eine tibiale Fehlanbohrung mit dem Hohlfräser in den Präparaten 1 und 4 zu einer Zerstörung von Faseranteilen des vKB, die arthroskopisch festgestellt wurde. Es konnten zwar dennoch Kräfte im vKB gemessen werden, die entsprechenden Zugkraftverlaufskurven wurden im weiteren Verlauf jedoch aus der Wertung genommen.

Die Ergebnisse der Versuche am vKB zeigt Diagramm 12 (a und b):

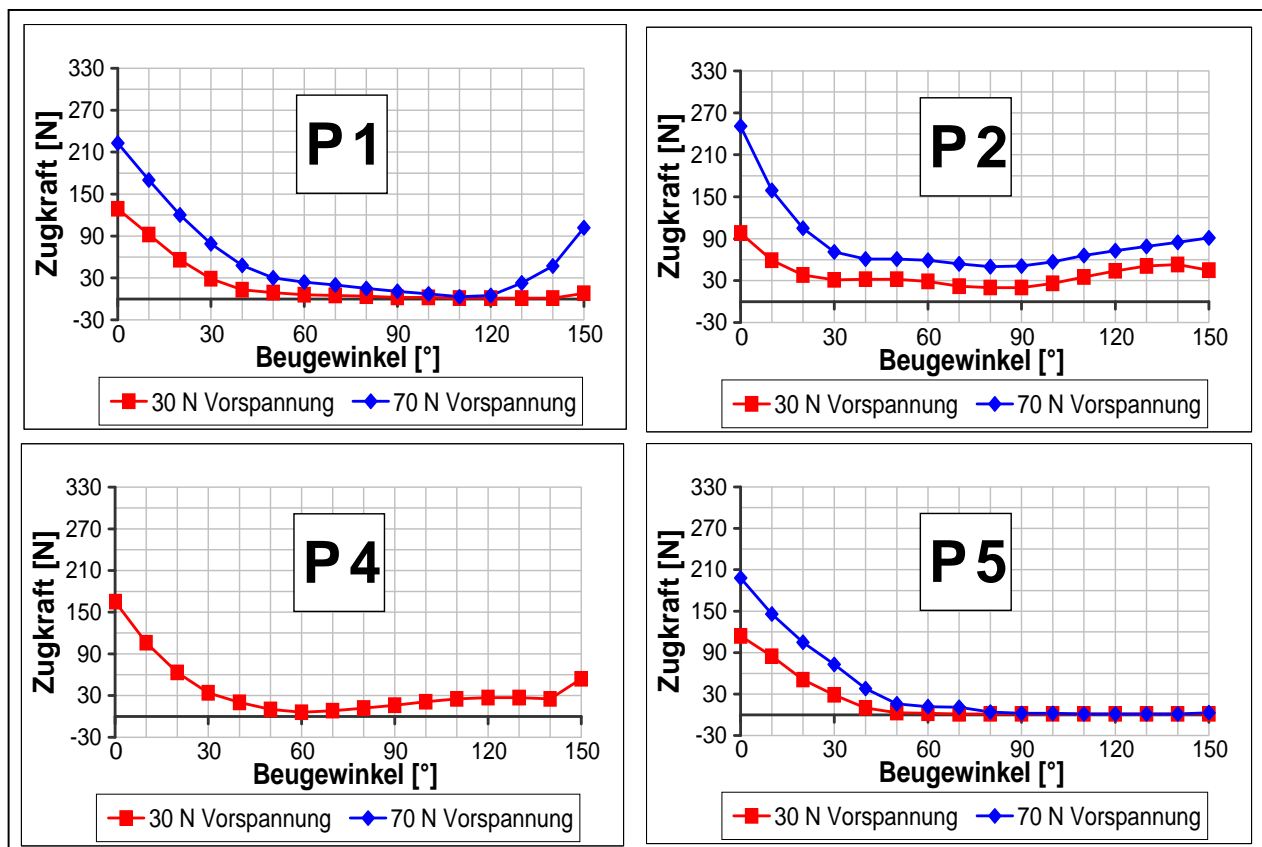


Diagramm 12 (a): Zugkräfte des vKB bei den einzelnen Präparaten (P1,P2,P4,P5); VS=30 N und 70 N

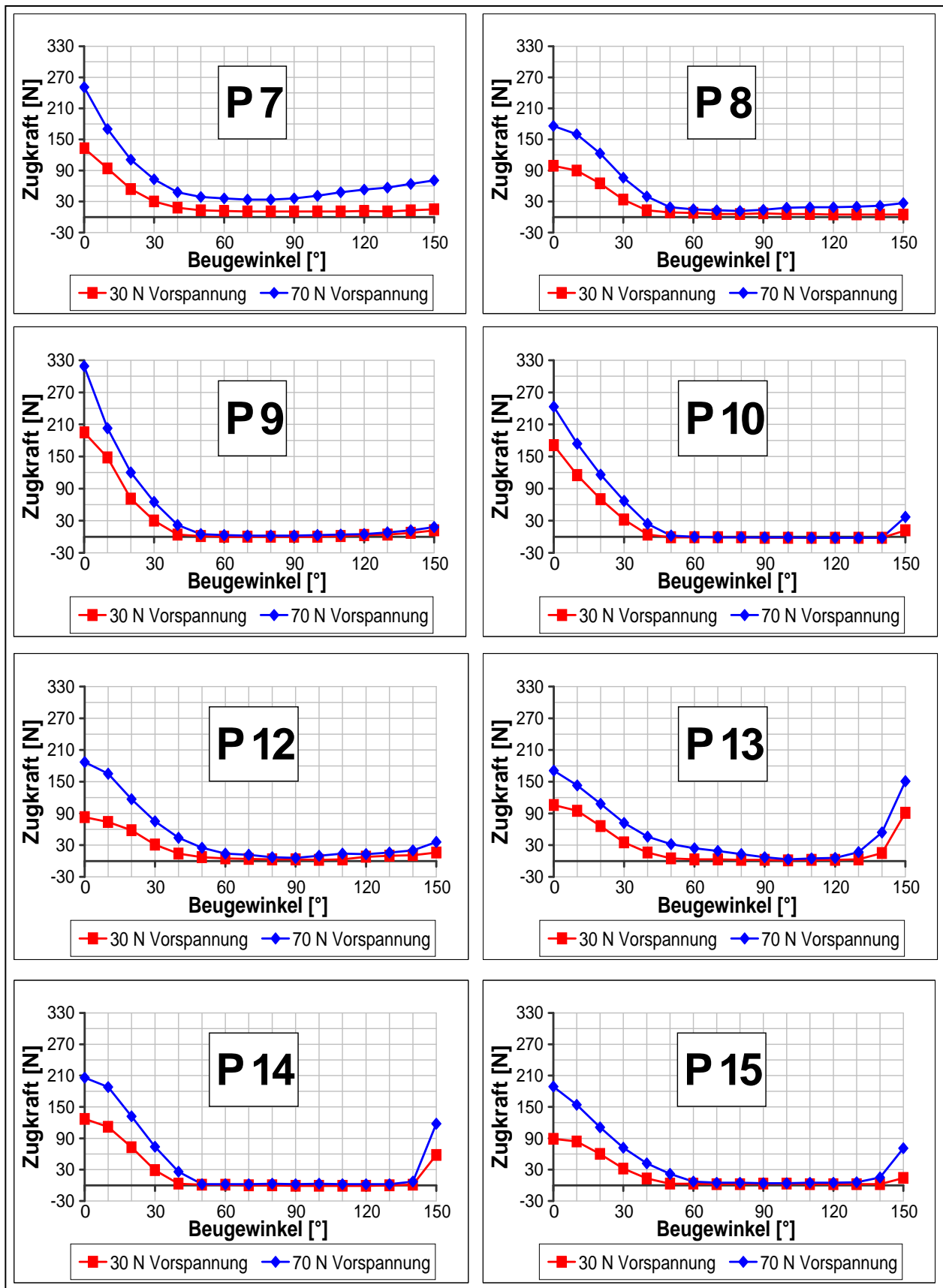


Diagramm 12 (b): Zugkräfte des vKB bei den einzelnen Präparaten (P7,P8,P9,P10,P12,P13,P14,P15); VS=30 N bzw. 70 N

Um die Ergebnisse der Kräftermessungen an den einzelnen Präparaten untereinander besser vergleichen zu können, wurden alle Zugkraftverlaufskurven (mit $VS=30\text{ N}$ und $VS=70\text{ N}$) jeweils in ein Diagramm eingetragen:

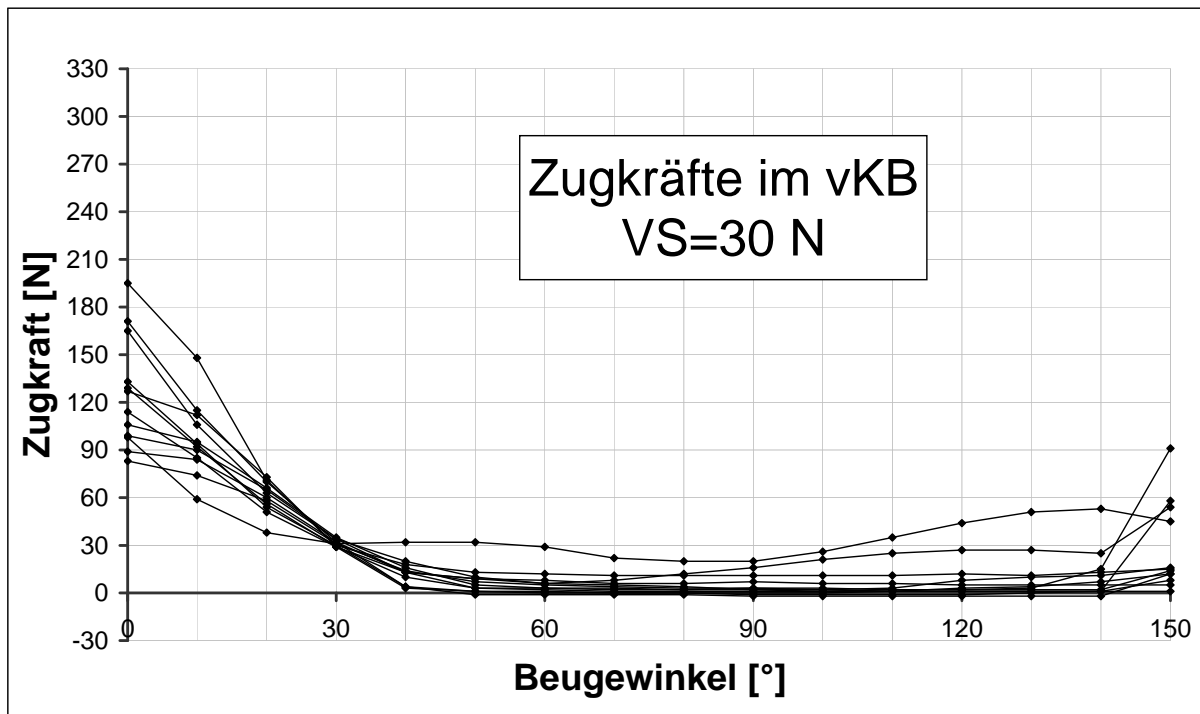


Diagramm 13: Zugkräfte im vKB bei $VS=30\text{ N}$. Dargestellt sind die Präparate P1, P2, P4, P5, P7, P8, P9, P10, P12, P13, P14 und P15

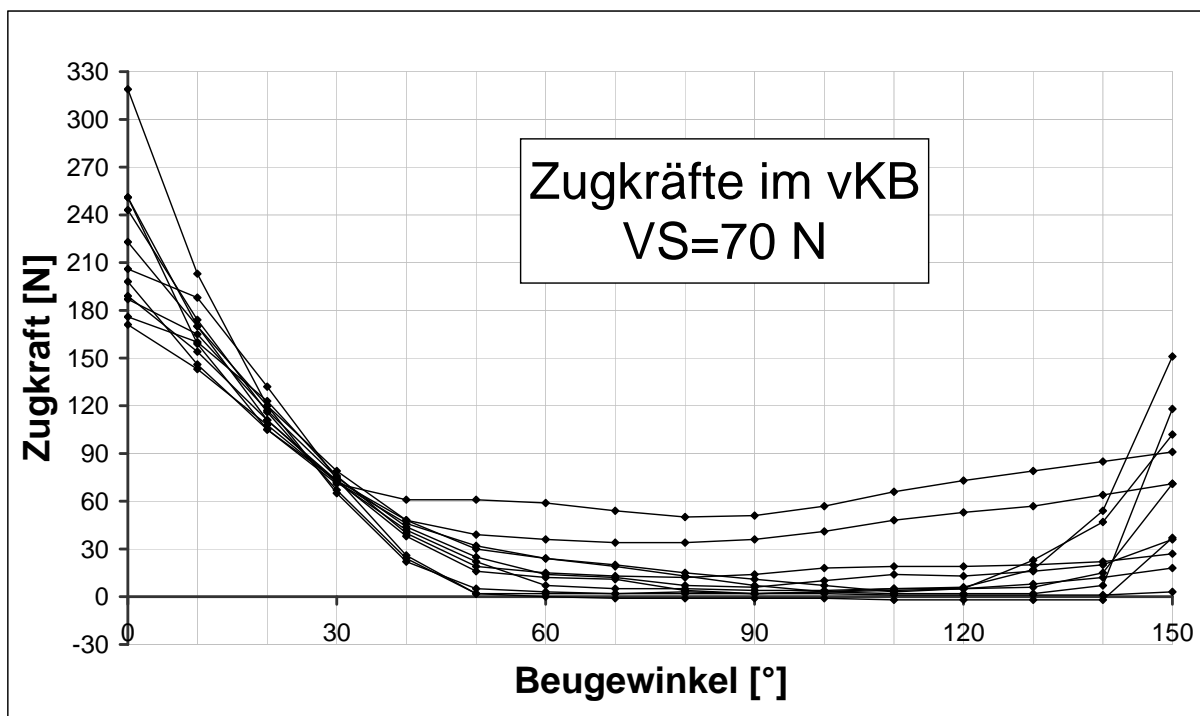


Diagramm 14: Zugkräfte im vKB bei $VS=70\text{ N}$. Dargestellt sind die Präparate P1, P2, P5, P7, P8, P9, P10, P12, P13, P14 und P15

Nachfolgend werden die bei den Messungen an den einzelnen Präparaten erhaltenen Kräfte (Diagramme 13 und 14) als Mittelwerte und Standardabweichungen abgebildet (Diag. 15). Die Präparate 1 und 4 wurden nicht in die Mittelung einbezogen, da in diesen Fällen, wie bereits erwähnt, durch eine Fehlanbohrung Faseranteile des vKB zerstört wurden.

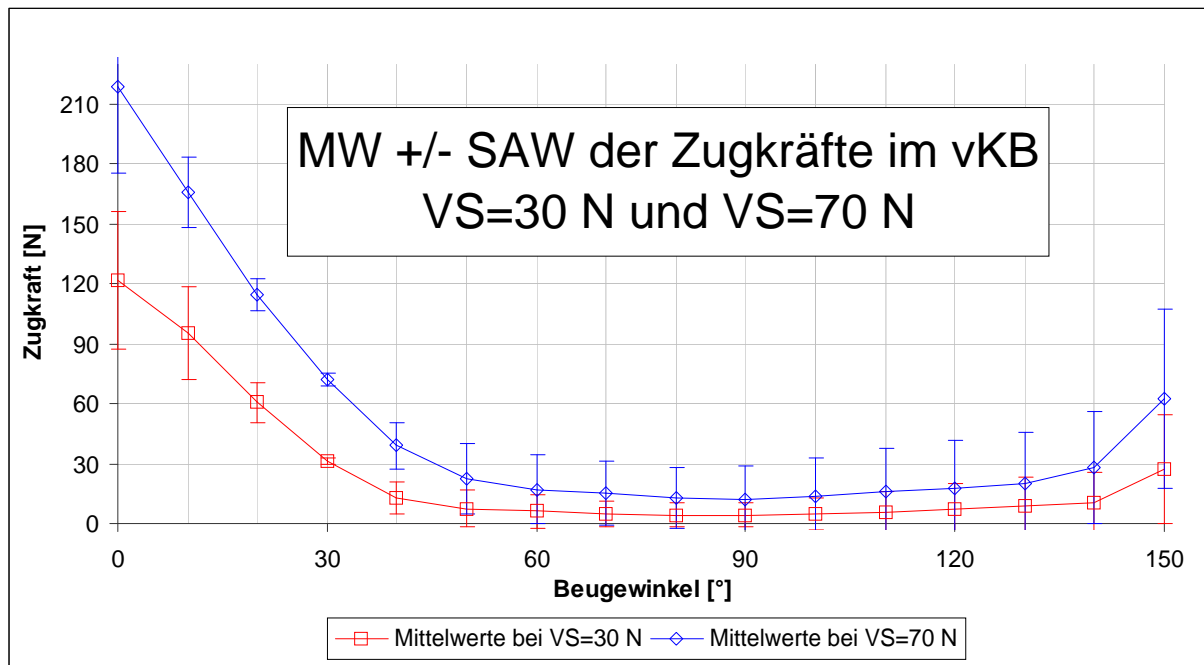


Diagramm 15: Mittelwerte und Standardabweichungen der Zugkräfte im vKB bei VS=30 N bzw. VS=70 N; in die Mittelung gingen die Präparate 2,5,7,8,9,10,12,13,14 und 15 ein.

In 0°-Stellung wurden mit VS=30 N Werte von $121,5 \pm 34,5$ N (MW \pm SAW) ermittelt, mit VS=70 N beliefen sich die Kräfte auf $219,1 \pm 43,9$ N.

In 150° Beugung waren die Kräfte $[26,9 \pm 27,2$ N (VS=30 N) bzw. $62,3 \pm 44,7$ N (VS=70 N)] jeweils niedriger als in Streckung.

5.1.2. Bestimmung der Zugkräfte der eingebauten Transplantate

Nicht ganz so einheitlich wie die Zugkraftverlaufskurven der vKB stellten sich die bei der Flexions-Extensions-Bewegung im vKB-Transplantat auftretenden Kräfte dar. Dies liegt v.a. darin begründet, daß die Kräfte in einem vKB-Ersatz hauptsächlich von den Orten seiner Insertionspunkte abhängen; die Anbohrung des tibialen und femoralen vKB-Ansatzes mit Hilfe von Zielgeräten konnte jedoch nicht immer anatomisch und exakt an der gleichen Stelle bei den einzelnen Präparaten erfolgen (inwieweit hier ein Zusammenhang zwischen Kräfteverlauf und Insertionspunkten gefunden wurde, wird in Kapitel 5.3. (S. 59 ff.) erläutert).

Dagegen unterschieden sich die Art der Kurvenverläufe für ein eingebautes SS-T qualitativ nicht von denen eines eingebauten LP-T.

Die Zugkraft in den Transplantaten fiel (ebenso wie im vKB) bei passiver Beugung des Kniegelenks von 0° auf ca. 50° Flexion ab. Aufgrund des Kräfteverhaltens bei weiterer Beugung wurden die Kurvenverläufe der Transplantate in drei unterschiedliche Gruppen

eingeteilt, je nachdem, ob die Kräfte im Transplantat bei extremer Beugung des Kniegelenkes nur geringfügig anstiegen oder größer bzw. sehr viel größer als die Kräfte im intakten vKB waren:

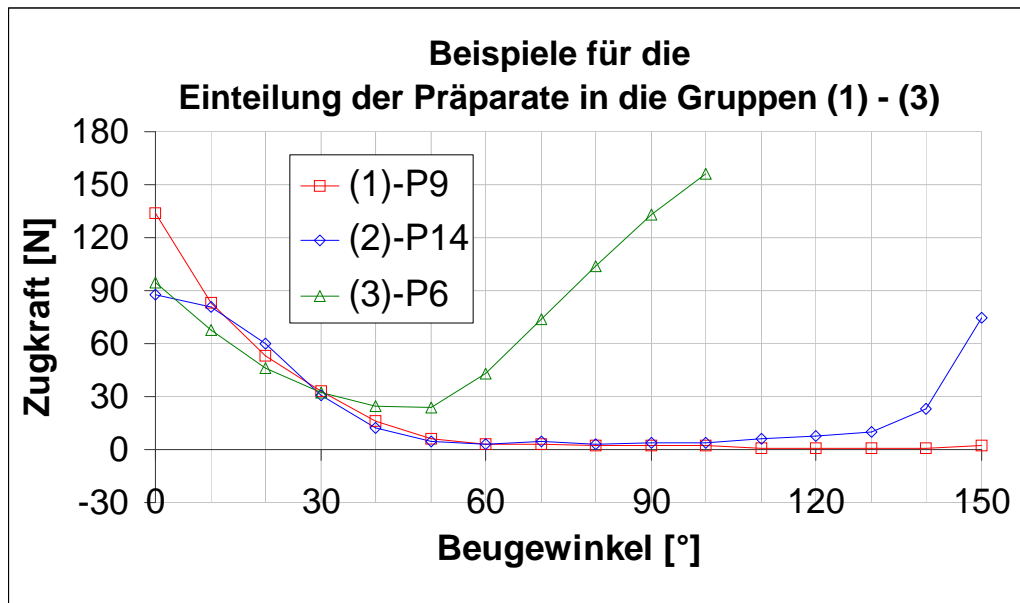


Diagramm 16:
Die Präparate wurden aufgrund ihres Kurvenverlaufs in 3 Gruppen eingeteilt; zur Verdeutlichung ist hier jeweils der Kurvenverlauf des SS-T (VS=30 N) eines Präparates aus jeder Gruppe dargestellt: P9→(1), P14→(2), P6→(3)

- (1) bei einer Flexion von 150° erfolgte kaum ein Anstieg der Kräfte im Transplantat [$F < 20$ N (VS=30 N) bzw. $F < 40$ N (VS=70 N)]
- (2) bei einer Flexion von 150° erfolgte ein etwas größerer Anstieg der Kräfte [$F > 20$ N (VS=30 N) bzw. $F > 40$ N (VS=70 N)]
- (3) der Kräfteanstieg im Transplantat bei Flexion erfolgte frühzeitig (ab ca. 40°) und war so stark, daß das Knie nicht mehr voll gebeugt wurde (um eine evtl. Ruptur des Transplantats zu vermeiden)

Im einzelnen wurden die Präparate anhand der Ergebnisse der an ihnen vorgenommenen Kräftermessungen wie folgt den Gruppen zugeordnet:

- (1) – Präparate 1,4,5,9 und 10
- (2) – Präparate 3,7,8,11,12,13,14 und 15
- (3) – Präparate 2 und 6

Die Kräftermessungen an den vKB-Transplantaten wurden jeweils mit zwei verschiedenen Vorspannungen durchgeführt (30 N und 70 N). Bei einigen Präparaten kam es während des Versuchsablaufs zu einer Ruptur des Transplantatkonstrukts bei VS=30 N [P10 (SS-T); P3 und P13 (LP-T)] bzw. erst bei VS=70 N [P13 (SS-T); P1 (LP-T)]. Dadurch konnte für diese Präparate die entsprechende Zugkraftverlaufskurve nicht ermittelt werden.

In den nachfolgenden Diagrammen (Diagramme 17-19) sind alle bei einer Vorspannung von 30N durchgeführten Versuche abgebildet. Dabei werden jeweils die Kräfte im vKB denen im SS-T und LP-T gegenübergestellt.

(1)

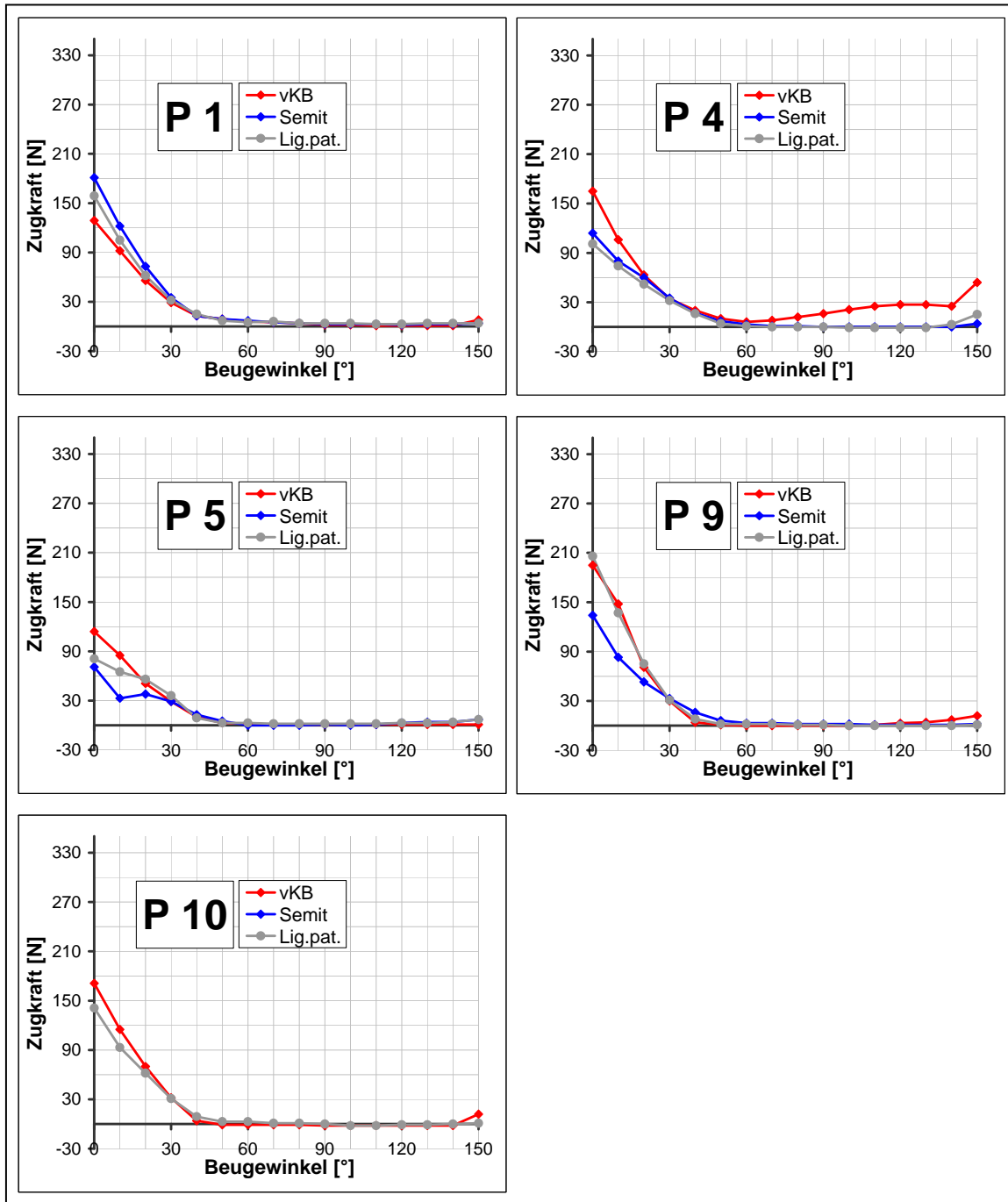


Diagramm 17: Zugkräfte im vKB, SS-T und LP-T (VS=30N) bei den Präparaten der Gruppe (1)

(2)

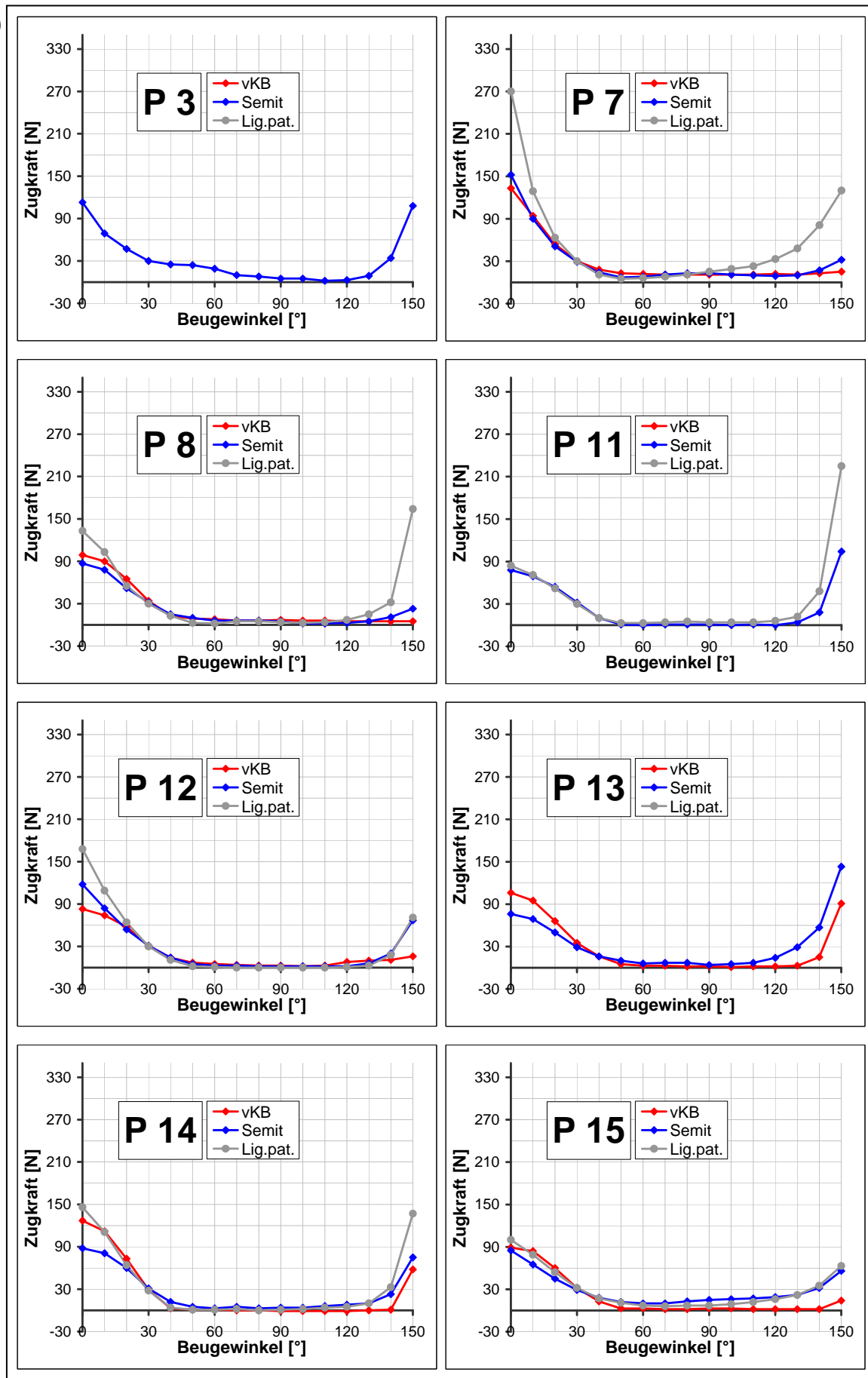


Diagramm 18: Zugkräfte im vKB, SS-T und LP-T (VS=30N) bei den Präparaten der Gruppe (2)

(3)

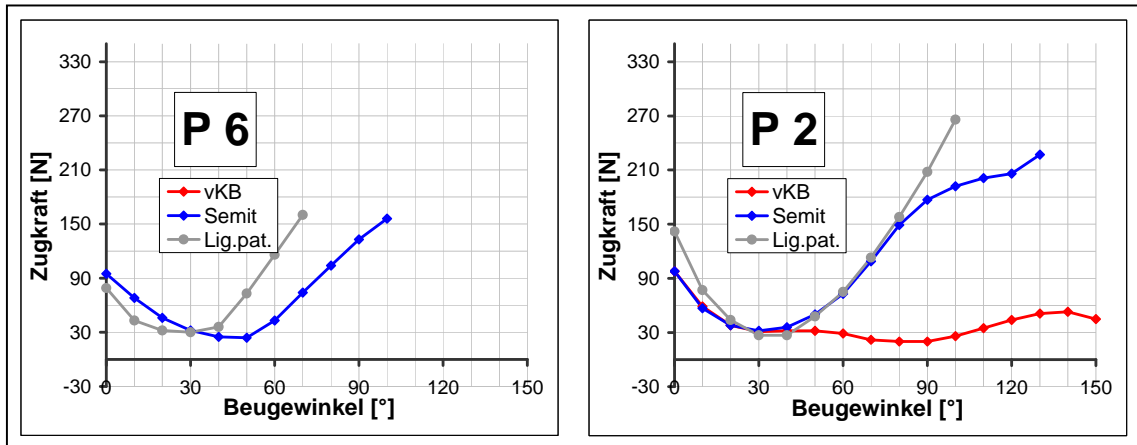


Diagramm 19: Zugkräfte im vKB, SS-T und LP-T (VS=30N) bei den Präparaten der Gruppe (3)

Mittelt man die erhaltenen Zugkraftverlaufskurven der Präparate aus jeder dieser drei Gruppen, so erhält man untenstehende Diagramme; zum Vergleich sind jeweils auch die Mittelwerte der im intakten vKB auftretenden Kräfte eingetragen.

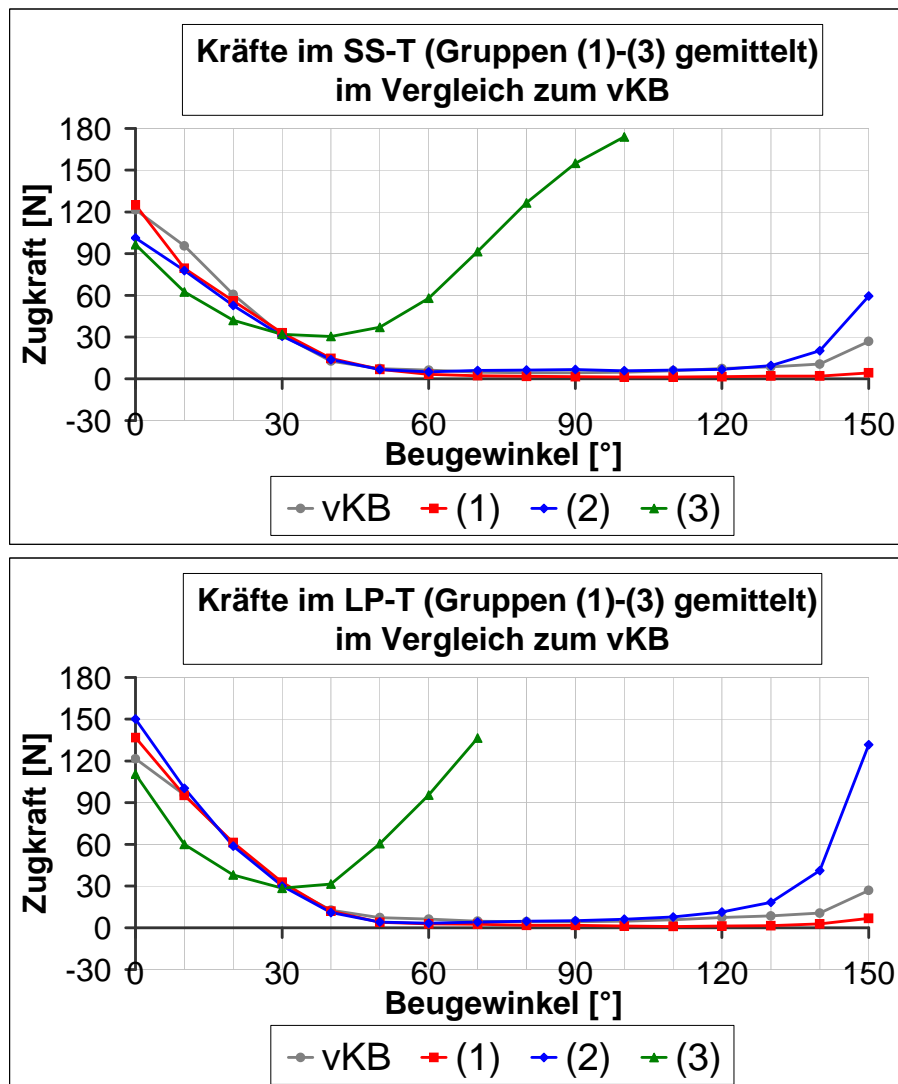


Diagramm 20 (oben) und Diagramm 21 (unten):

Die Kurven stellen jeweils die Mittelwerte der Versuche aus den einzelnen Gruppen dar (VS=30 N); die Präparate 3,10 und 13 gingen nicht in die Mittelung der Reihen (1) bis (3) ein, da bei diesen Präparaten ein Ausriß des SS-T bzw. des LP-T erfolgte. Im einzelnen wurden in den Kurven gemittelt:

- vKB - Versuche 2,5,7,8,9, 10,12,13,14 und 15
- (1) - Versuche 1,4,5 und 9
- (2) - Versuche 7,8,11,12, 14 und 15
- (3) - Versuche 2 und 6

Die exakten Werte der Kräftemessungen an den vKB-Transplantaten (bei 0° und 150°) wurden zum besseren Vergleich untereinander aus den Diagrammen 17-19 (S. 50-52) in nachstehende Tabellen eingetragen (Tabellen 3-5).

Gruppe (1)				
Präparat	Kräfte [N] bei 0°		Kräfte [N] bei 150°	
	SS-T	LP-T	SS-T	LP-T
1	181	159	4	4
4	114	101	4	15
5	71	81	7	7
9	134	206	2	1
10	---	141	---	1
MW	125,0	137,6	4,3	5,6
SAW	39,5	44,0	1,8	5,2

Tabelle 3:
Vergleich
der Kräfte
im SS-T und
LP-T
[Gruppe (1)]
bei 0° und
150°
(VS=30 N)

Gruppe (2)				
Präparat	Kräfte [N] bei 0°		Kräfte [N] bei 150°	
	SS-T	LP-T	SS-T	LP-T
3	113	---	108	---
7	152	270	32	130
8	87	133	23	164
11	78	84	104	225
12	118	168	67	71
13	76	---	143	---
14	88	146	75	137
15	85	100	56	63
MW	99,6	150,2	76,0	131,7
SAW	24,5	60,4	38,0	55,1

Tabelle 4:
Vergleich
der Kräfte
im SS-T und
LP-T
[Gruppe (2)]
bei 0° und
150°
(VS=30 N)

Gruppe (3)				
Präparat	Kräfte [N] bei 0°		Kräfte [N] bei 150°	
	SS-T	LP-T	SS-T	LP-T
2	98	142	---	---
6	95	79	---	---
MW	96,5	110,5	---	---
SAW	0	0	---	---

Tabelle 5:
Vergleich
der Kräfte
im SS-T und
LP-T
[Gruppe (3)]
bei 0°
(VS=30 N)

Zusammenfassend kann man für die in einem vKB-Transplantat auftretenden Kräfte ($VS=30\text{ N}$) folgende Feststellungen treffen:

- die Zugkraftverlaufskurve eines vKB-Transplantats ähnelt im Bereich zwischen 0° und 50° der eines intakten vKB:
 - in diesem Bereich war die Kraft jeweils bei 0° am größten und fiel mit zunehmender Flexion stetig ab [bei 0° lag sie zwischen 71 N (P5; SS-T) und 270 N (P7; LP-T)]
 - bei jedem Präparat war die Kraft bei 0° im SS-T geringer als im LP-T; die Kräfte beider Transplantatarten waren aber den Kräften im vKB ähnlich [Mittelwert der Zugkräfte bei 0° : 109 N (SS-T); 138 N (LP-T); 122 N (vKB)]
- im Bereich zwischen 50° und 150° traten unter den Gruppen erhebliche Unterschiede im Kräfteverlauf auf: stiegen die Kräfte in Kniebeugung (bis 150°) in Gruppe (1) noch kaum meßbar an (auf $4,3\text{ N}$ im SS-T bzw. $5,6\text{ N}$ im LP-T), so konnte in Gruppe (2) schon ein deutlicher Kräfteanstieg festgestellt werden (Kräfte von $76,0\text{ N}$ im SS-T bzw. $131,7\text{ N}$ im LP-T); in Gruppe (3) trat der Kräfteanstieg schon wesentlich früher während der Flexionsbewegung auf, so daß die Kräfte in den Transplantaten dieser Gruppe nicht bis 150° gemessen wurden (um eine evtl. Ruptur der Transplantate zu vermeiden)
- Die Mittelwerte der Kräfte aus Gruppe (3) (die ja in Flexion den größten Kräfteanstieg zeigten) waren in Extension geringer [$96,5\text{ N}$ (SS-T) bzw. $110,5\text{ N}$ (LP-T)] als in den anderen Gruppen. Es konnte somit die Tendenz erkannt werden, daß höhere Kräfte in Flexion mit niedrigeren Kräften in Extension einhergehen.
- Insgesamt konnte in bezug auf die auftretende Kraft kein Vorteil eines Transplantats gegenüber dem anderen ausgemacht werden

5.2.Effekt der Vorspannung am Einzelknie

Steigerte man die Vorspannung des vKB bzw. eines seiner Transplantate bei 30° Beugung von 30 N auf 70 N , so stiegen auch die Kräfte im vKB/Transplantat bei der gesamten Beuge-Streck-Bewegung des Kniegelenks an. Allerdings hing dieser Kräfteanstieg sehr von der Beugestellung ab. So konnten, durch eine erhöhte Vorspannung, bei 0° sehr große Kräfte registriert werden, wohingegen bei mittleren Beugewinkeln die Kraft im vKB/Transplantat kaum anstieg.

Nachfolgend wird der Einfluß dieser erhöhten Vorspannung auf den Kräfteverlauf im vKB, SS-T und LP-T jeweils getrennt voneinander analysiert. Zur graphischen Verdeutlichung werden die Auswirkungen auf die Kräfte bei 0° und 150° in Form von Diagrammen dargestellt.

5.2.1. Auswirkungen am vKB

Im vKB konnten bei mittleren Beugewinkelstellungen des Kniegelenks, auch bei einer Vorspannung von 70 N , keine großen Kräfte gemessen werden: in 9 von 11 Präparaten waren die Kräfte im vKB bei $VS=70\text{ N}$ im Bereich zwischen 70° und 120° Beugung $<20\text{ N}$; auch bei 150° Flexion waren die gemessenen Kräfte noch in 5 Fällen $<40\text{ N}$. Dies zeigt, daß das vKB in mittleren Winkelstellungen relativ entspannt ist.

Hingegen stiegen die Kräfte in 0° -Stellung des Kniegelenkes durch eine erhöhte Vorspannung im Mittel um fast das Doppelte an (von 122 N auf 219 N).

Welche Auswirkung eine Erhöhung der Vorspannung auf die Kräfte in den einzelnen Kniepräparaten bei 0° und 150° hatte, zeigen die Diagramme 22 und 23:

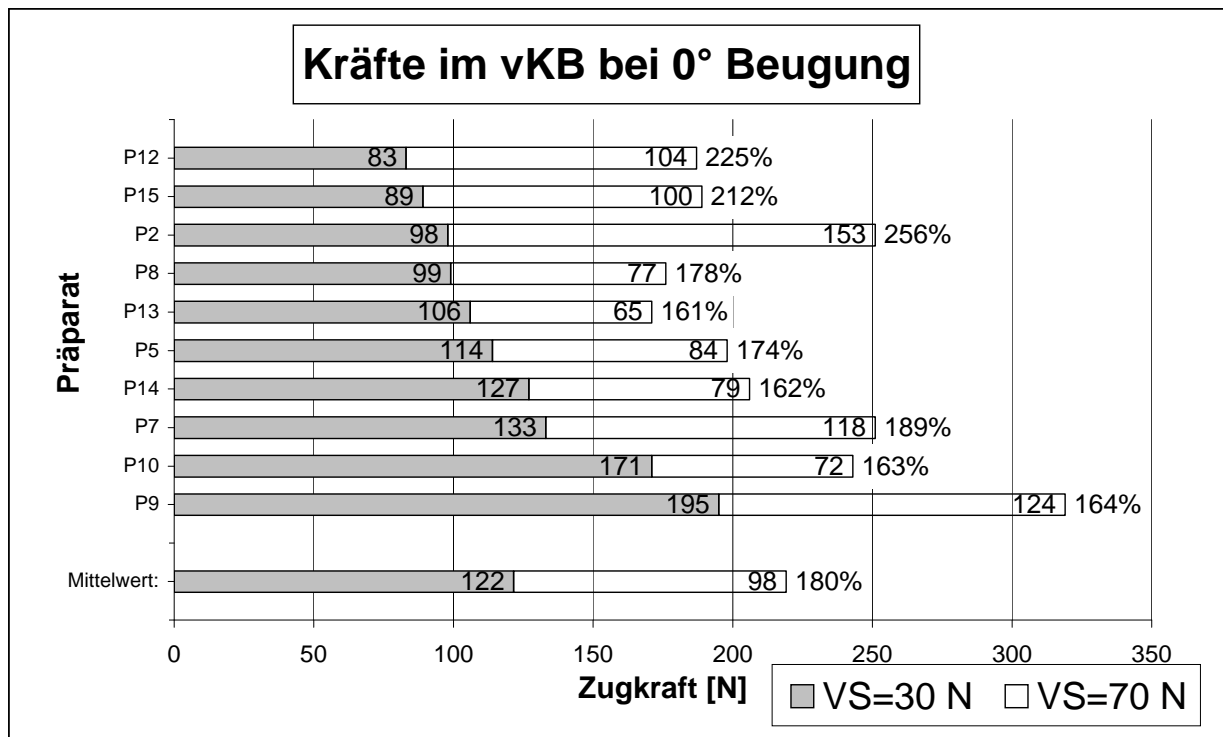


Diagramm 22: Es sind die Kräfte im vKB bei 0°-Winkelstellung des Kniegelenks abgebildet. Die Zahlen in den Balken sind jeweils (im dunkleren Balken) der Betrag der Kraft bei VS=30 N und (im helleren Balken) der Kraftanstieg bei VS=70 N. Die Werte rechts daneben stellen den prozentualen Kraftanstieg dar (Kraft bei VS=70 N / Kraft bei VS=30 N [in Prozent]).

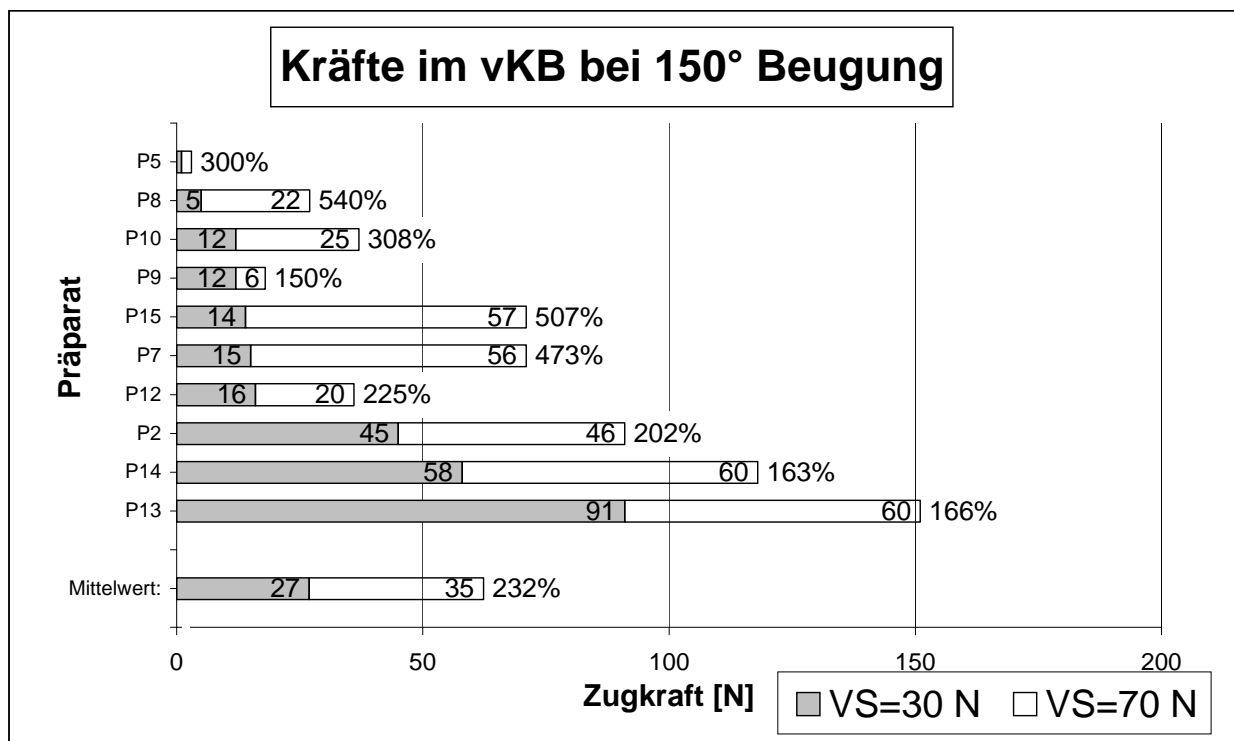


Diagramm 23: Es sind die Kräfte im vKB bei 150°-Winkelstellung des Kniegelenks abgebildet. Die Zahlen in den Balken sind jeweils (im dunkleren Balken) der Betrag der Kraft bei VS=30 N und (im helleren Balken) der Kraftanstieg bei VS=70 N. Die Werte rechts daneben stellen den prozentualen Kraftanstieg dar (Kraft bei VS=70 N / Kraft bei VS=30 N [in Prozent]).

5.2.2. Auswirkungen am SS-T

Auch im SS-T hängt das Ausmaß der Kraftzunahme durch eine Erhöhung der Vorspannung im wesentlichen davon ab, wie groß die Kraft im SS-T ursprünglich bei VS=30 N war.

Prinzipiell gilt: große Kraft bei VS=30 N → großer Kraftanstieg durch VS=70 N.

Aber auch die Steifigkeit des Transplantats hat einen Einfluß auf das Ausmaß der Kraftzunahme: je größer die Steifigkeit, desto größer auch der Kraftanstieg durch VS=70 N.

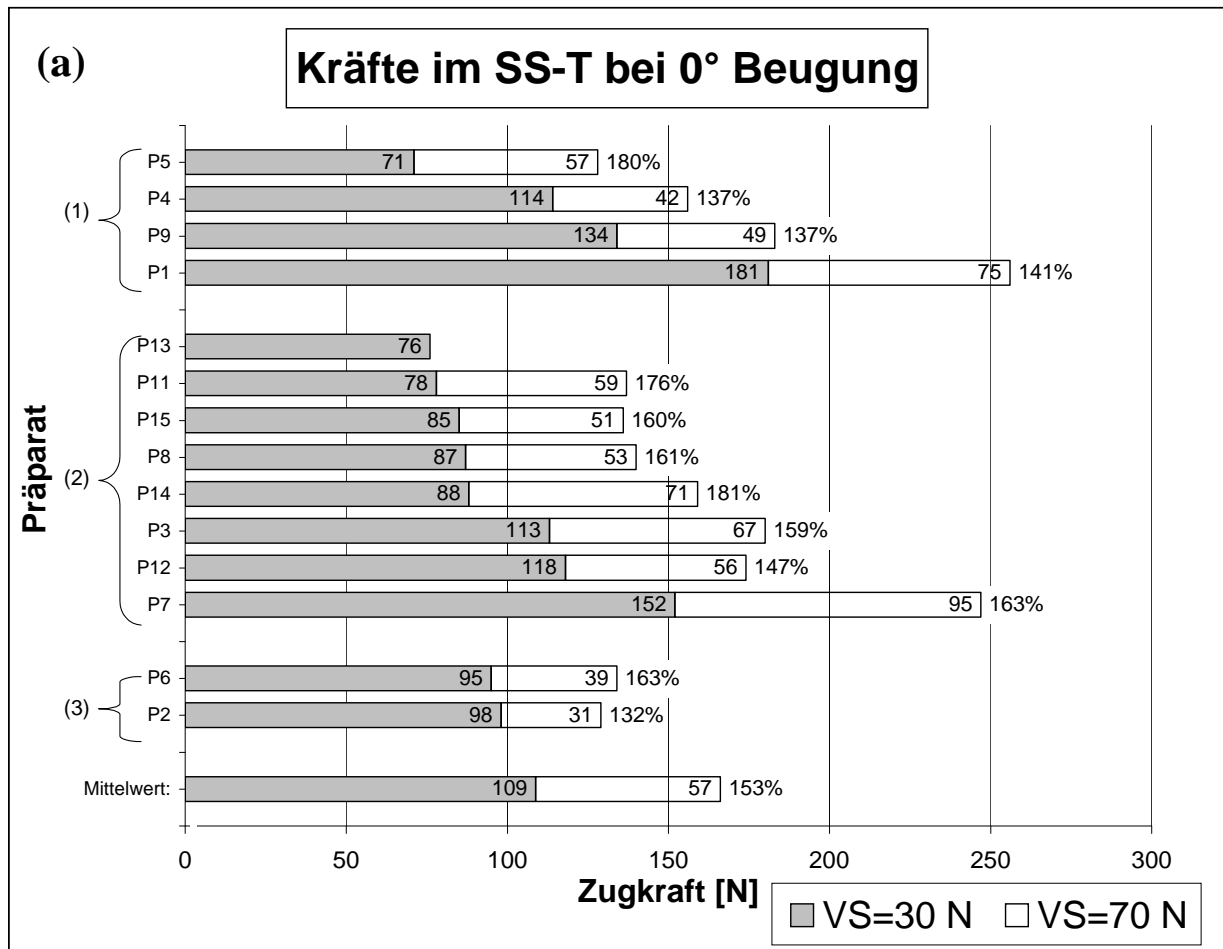


Diagramm 24a: Es sind die Kräfte im SS-T (nach Gruppen (1)-(3) geordnet) bei 0°-Winkelstellung des Kniegelenks dargestellt. Im einzelnen sind abgebildet: im dunkleren Balken der Betrag der Kraft bei VS=30 N und im helleren Balken der Kraftanstieg bei VS=70 N. Der Wert rechts daneben gibt den prozentualen Kraftanstieg wieder (Kraft bei VS=70 N / Kraft bei VS=30 N [in Prozent]).

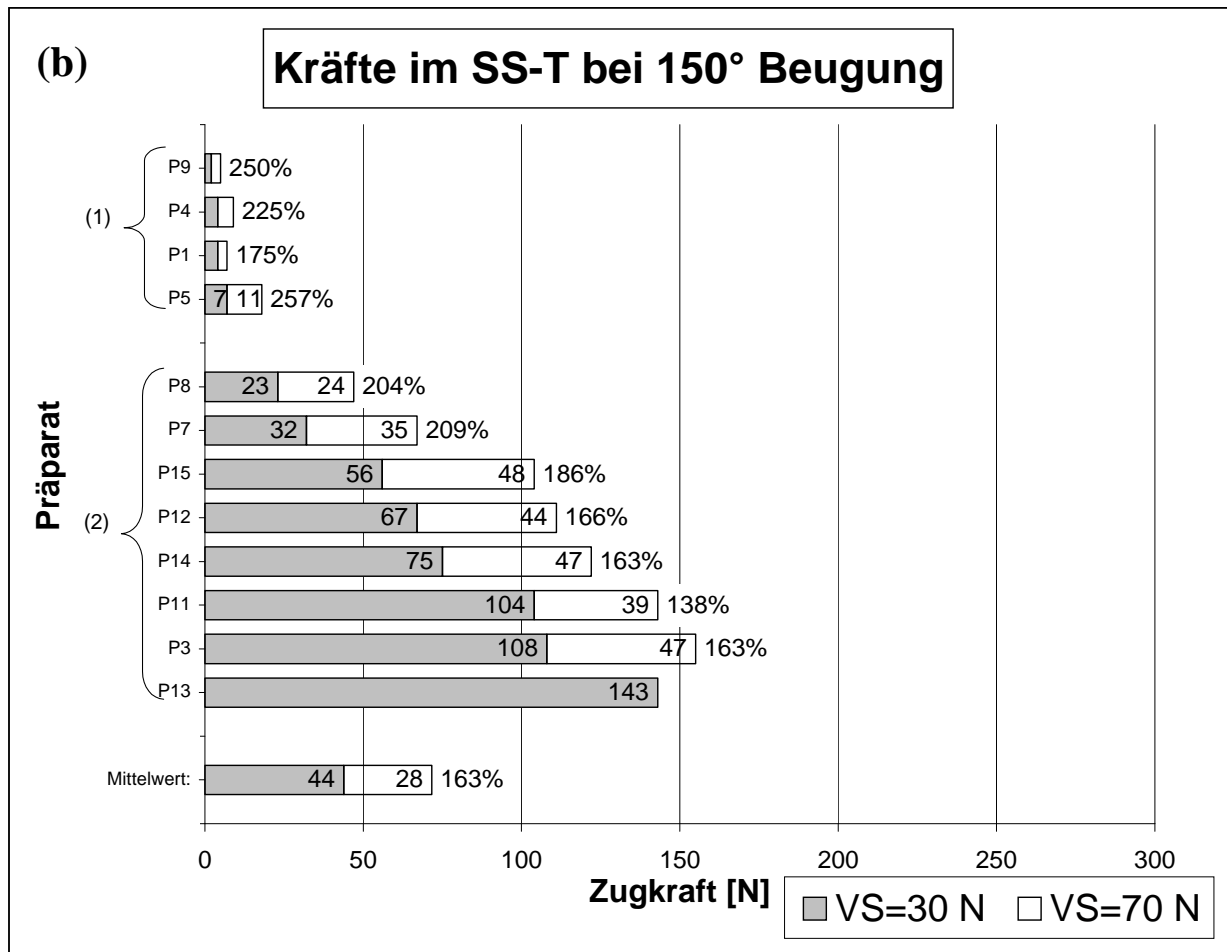


Diagramm 24b: Es sind die Kräfte im SS-T (nach Gruppen (1)-(3) geordnet) bei 150°-Winkelstellung des Kniegelenks dargestellt. Im einzelnen sind abgebildet: im dunkleren Balken der Betrag der Kraft bei VS=30 N und im helleren Balken der Kraftanstieg bei VS=70 N. Der Wert rechts daneben gibt den prozentualen Kraftanstieg wieder (Kraft bei VS=70 N / Kraft bei VS=30 N [in Prozent]).

5.2.3. Auswirkungen am LP-T

Für ein LP-T gilt das gleiche wie das in bezug auf ein SS-T gesagte (siehe 5.2.2, S. 56): je höher die Kraft im Transplantat bei VS=30 N und je höher die Steifigkeit des LP-T, desto höher auch die Kraft bei VS=70 N.

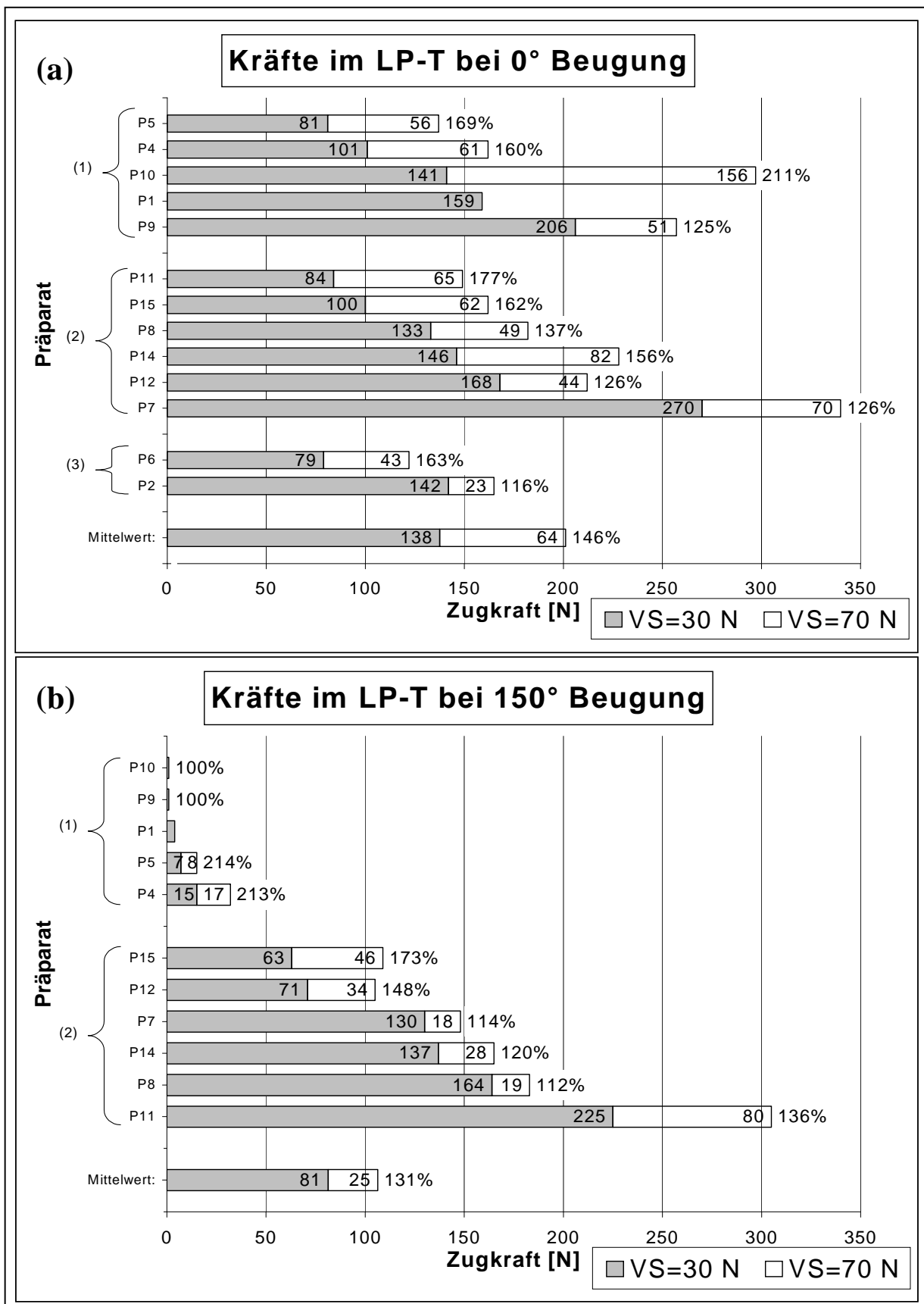


Diagramm 25: Es sind die Kräfte im LP-T (nach Gruppen (1)-(3) geordnet) bei 0°- und 150°-Winkelstellung des Kniegelenks dargestellt. Im einzelnen sind abgebildet: im dunkleren Balken der Betrag der Kraft bei VS=30 N und im helleren Balken der Kraftanstieg bei VS=70 N. Der Wert rechts daneben gibt den prozentualen Kraftanstieg wieder (Kraft bei VS=70 N / Kraft bei VS=30 N [in Prozent]).

5.2.4. Vergleich der Auswirkungen am vKB, SS-T und LP-T

In Tabelle 6 sind alle Mittelwerte der Kraftanstiege bei 0° und 150° eingetragen.

	Kraftanstieg bei 0°		Kraftanstieg bei 150°		
	F(VS=70N) - - F(VS=30N)	$\frac{F(VS=70N)}{F(VS=30N)}$	F(VS=70N) - - F(VS=30N)	$\frac{F(VS=70N)}{F(VS=30N)}$	
	in [N]	in %	in [N]	in %	
vKB	97,6	180	35,4	232	
Gruppe (1)	SS-T	55,8	145	5,5	229
	LP-T	81,0	161	6,3	204
Gruppe (2)	SS-T	64,6	163	40,6	161
	LP-T	62,0	141	37,5	128
Gruppe (3)	SS-T	35,0	136	---	---
	LP-T	33,0	130	---	---
SS-T	57,3	153	27,8	163	
LP-T	63,5	146	25,0	131	

Tabelle 6: Kraftanstiege durch eine Erhöhung der VS von 30 N auf 70 N: Absolut- und Prozentwerte bei 0° und 150°

Sowohl bei 0° als auch bei 150° konnte zwischen den Beträgen der Kraftanstiege im SS-T [57,3 N (0°) bzw. 27,8 N (150°)] und denen im LP-T [63,5 N (0°) bzw. 25,0 N (150°)] keine wesentlichen Unterschiede gefunden werden.

Die Kraftanstiege in den Transplantaten waren jedoch im Vergleich zum vKB [97,6 N (0°) bzw. 35,4 N (150°)] jeweils etwas geringer; dies könnte auf die geringere Steifigkeit der Transplantate (Ergebnisse der Steifigkeitsmessungen in 5.4., S. 63 u. 64) zurückzuführen sein.

5.3. Zusammenhang zwischen den Zugkräften der Ersatztransplantate und dem Ort der Anbohrung des femoralen und tibialen vorderen Kreuzband-Ansatzes

Um einen Zusammenhang zwischen der Plazierung des Transplantats und der jeweils zugehörigen Zugkraftverlaufskurve feststellen zu können, mußten die femoralen und tibialen Ansatzpunkte der einzelnen Kniegelenke vermessen und in eine gemeinsame Graphik bzw. Tabelle eingetragen werden (s. Abb. 35 und 36 bzw. Tab. 7 und 8; S. 60 u. 62).

5.3.1. Einfluß des femoralen Ursprungs des vorderen Kreuzband-Transplantats auf seine Zugkraftverlaufskurve

Folgende Tabelle und Abbildung zeigen die Punkte, an denen bei den Präparaten die femorale Anbohrung erfolgte:

Präparat	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
x_F [%]	10,0	15,8	15,2	30,7	6,1	20,7	9,4	18,2	15,5	25,2	21,6	15,8	14,9	21,0	12,5
y_F [%]	16,5	53,0	42,1	31,3	26,6	54,7	41,5	40,7	32,7	37,1	33,8	37,9	39,9	36,6	35,1

Tabelle 7: Die Lage der femoralen Ansatzpunkte wurde entsprechend der in 4.11.1. beschriebenen Vorgehensweise ermittelt (vgl. Abb. 33, S. 42).

Die daraus errechneten Mittelwerte und Standardabweichungen betragen $x_F=16,8\pm6,1\%$ und $y_F=37,3\pm9,1\%$.

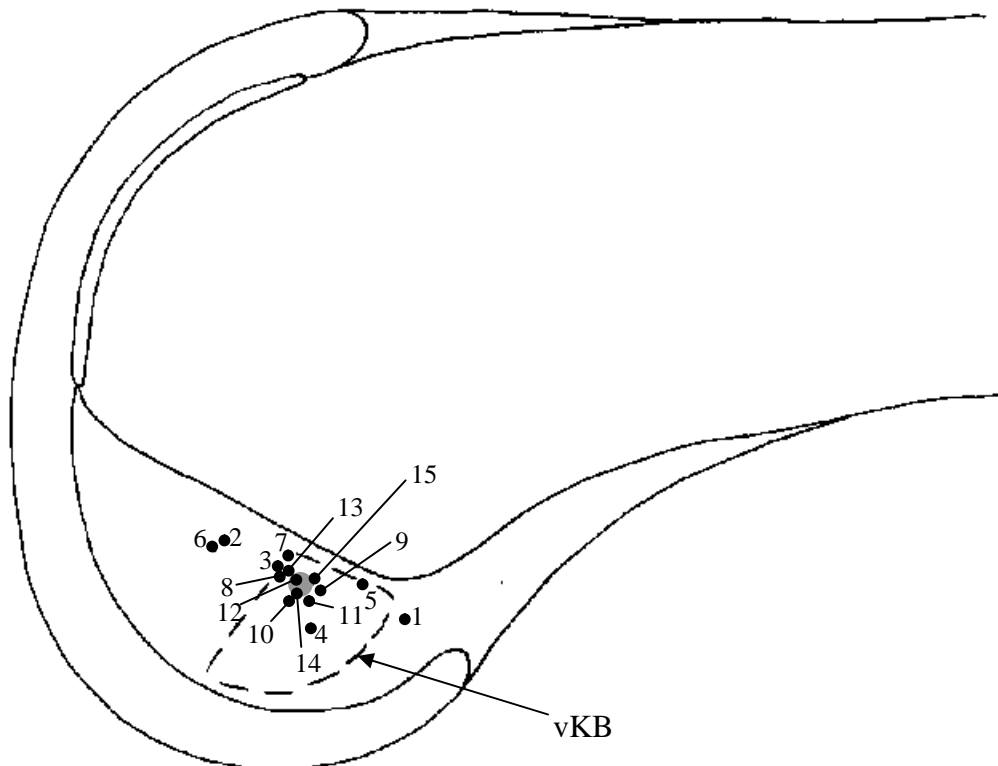


Abbildung 35: Laterale Seite des Femurs (Sagittalschnitt) von medial aus gesehen. In die Abbildung sind die femoralen Ansatzpunkte der Präparate 1-15 () eingetragen. stellt den Mittelpunkt aller Bohrlöcher dar ($x_F=16,8\%$; $y_F=37,3\%$). Die von unterschiedlichen Autoren empfohlenen Insertionspunkte wurden in Abb. 6 (S. 9) gezeigt.

In bezug auf die femorale Lokalisation in antero-posteriorer Richtung (y_F) konnte ein Einfluß auf die im vKB-Ersatz entstehenden Kräfte festgestellt werden.

Dieser Zusammenhang wird graphisch anhand von zwei Diagrammen dargestellt, in denen die bei 0° bzw. 150° entstandenen Kräfte auf den y_F -Wert des entsprechenden Präparats aufgetragen wurden:

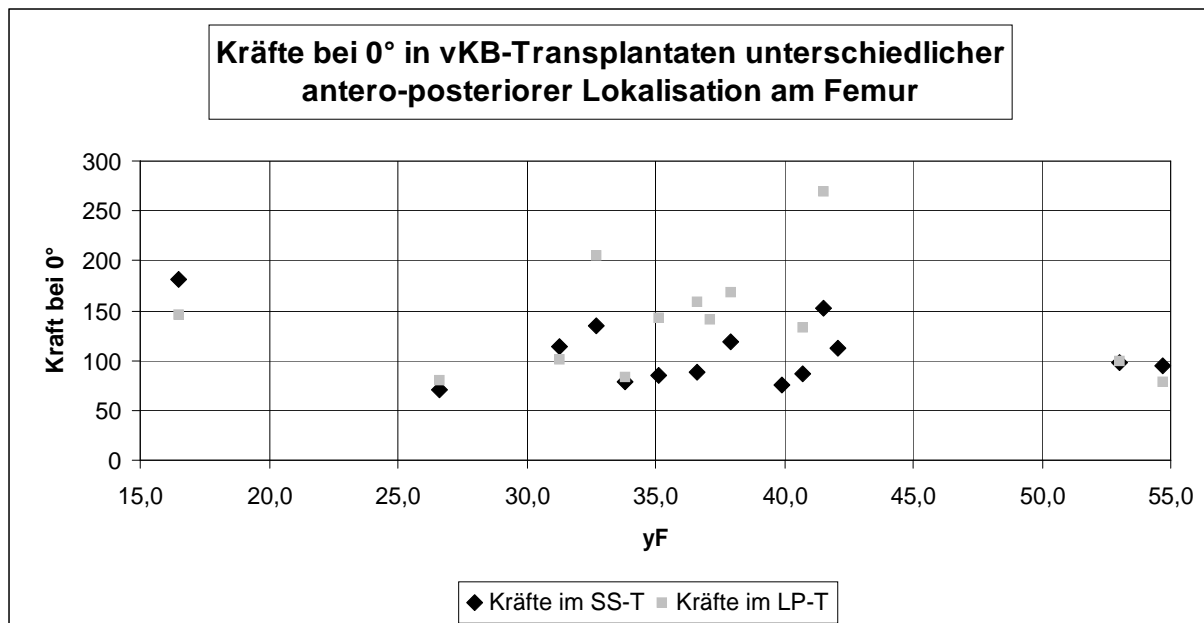


Diagramm 26: Für jedes Präparat sind die bei einer Kniestreckung im SS-T bzw. LP-T auftretenden Kräfte und die entsprechende, in antero-posteriorer Richtung gelegene, Lokalisation der Ansatzpunkte (y_F -Werte) aufgetragen.

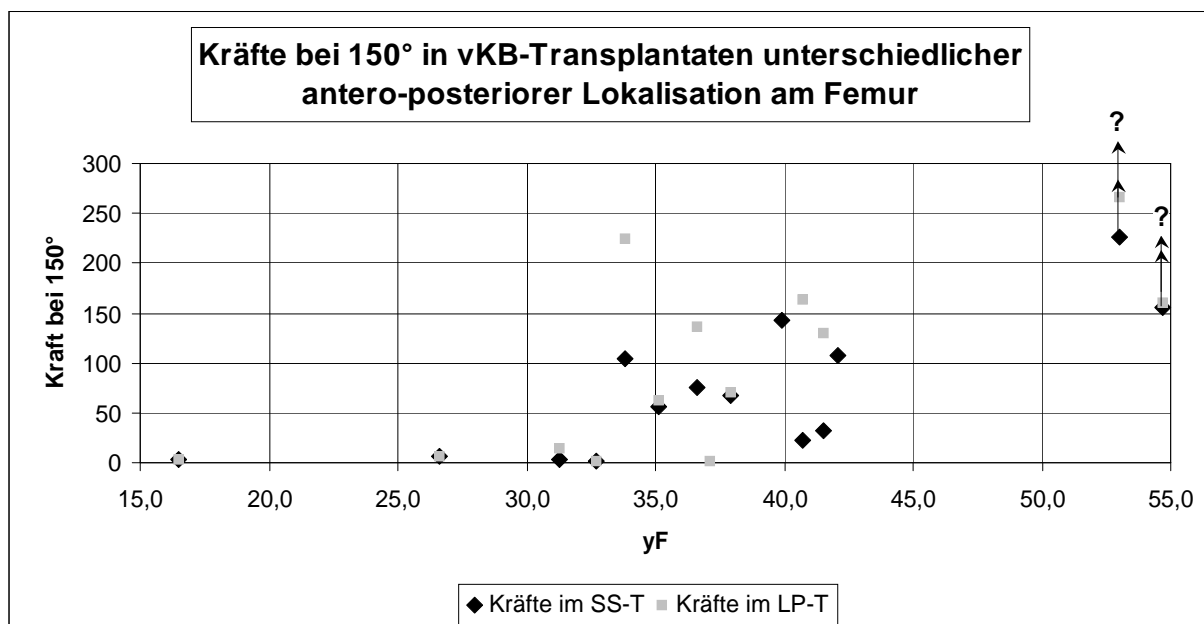


Diagramm 27: Es sind die bei einer Kniebeugung (150°) im SS-T bzw. LP-T auftretenden Kräfte und die entsprechende, in antero-posteriorer Richtung gelegene, Lokalisation der Ansatzpunkte (y_F -Werte) aufgetragen. Die mit „?“ versehenen Markierungen stellen die in den Präparate 2 und 6 bei $\leq 150^\circ$ gemessenen Kraftwerte dar (um eine Ruptur der Transplantate durch Auftreten zu hoher Kräfte zu vermeiden, wurde in diesen Fällen das Kniegelenk nicht vollständig gebeugt). Bei 150° ist jedoch (bei einer Extrapolation der Werte) mit weitaus größeren Kräften im Transplantat zu rechnen. Dieser Sachverhalt soll mit den eingezeichneten Pfeilen beschrieben werden.

Bei 150° (Diagramm 27) war die Tendenz erkennbar, daß umso größere Kräfte im Transplantat auftraten, je weiter anterior am Femur (großer y_F -Wert) der vKB-Ersatz implantiert wurde.

Bei 0° konnte kein Zusammenhang zwischen y_F und $F(0^\circ)$ festgestellt werden.

5.3.2. Einfluß des tibialen Ursprungs des vorderen Kreuzband-Transplantats auf seine Zugkraftverlaufskurve

Das Ergebnis der Vermessung der tibialen Ansätze der Transplantate zeigen Tab. 8 und Abb. 36:

Präparat	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
x_T [%]	63,4	47,3	46,0	64,5	56,8	33,6	43,5	32,2	48,2	50,5	41,4	41,4	43,0	46,7	47,6
y_T [%]	50,4	51,9	51,6	55,5	47,2	47,9	44,1	40,7	44,2	44,8	45,3	48,5	47,2	43,3	38,0

Tabelle 8: Die Lage der tibialen Ansatzpunkte wurde entsprechend der in 4.11.2. beschriebenen Vorgehensweise ermittelt (vgl. Abb. 34, S. 43).

Die sich daraus ergebenden Mittelwerte und Standardabweichungen betragen $x_T=47,1\pm 8,9\%$ und $y_T=46,7\pm 4,4\%$. Der entsprechende Punkt ist in Abb. 36 eingetragen.

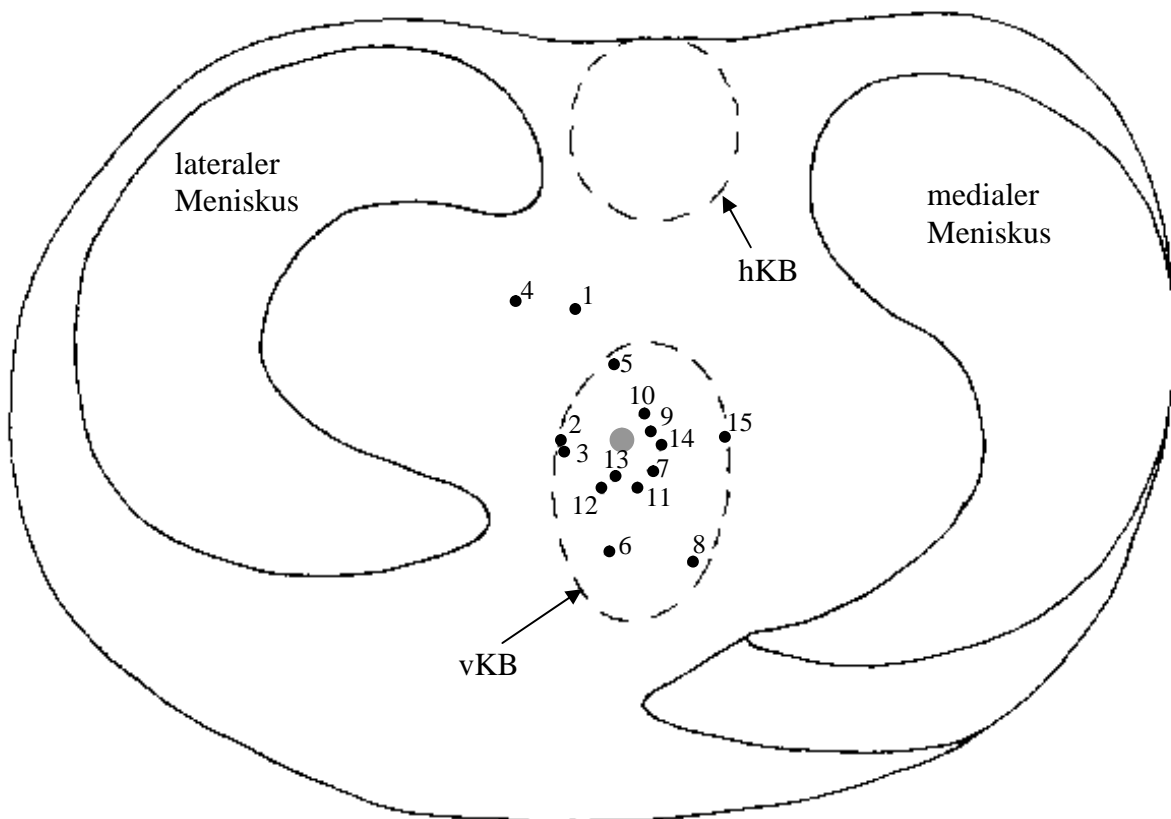


Abbildung 36: Tibiaplateau von oben aus gesehen. Es werden die tibialen Ansatzpunkte der Präparate 1-15 (●) gezeigt. ● stellt den Mittelpunkt aller Bohrlöcher dar ($x_T=47,1\%$; $y_T=46,7\%$).

In den Ergebnissen dieser Arbeit konnte kein Zusammenhang zwischen dem Ort der tibialen Anbohrung des vKB-Ansatzes und der Größe der im Transplantat auftretenden Zugkräfte gefunden werden.

5.4. Messungen der Steifigkeiten und Bruchlasten der vorderen Kreuzbandtransplantate

Diag. 28 zeigt eine bei der Materialprüfung aufgenommene und für Ligamente charakteristische Dehnungskurve.

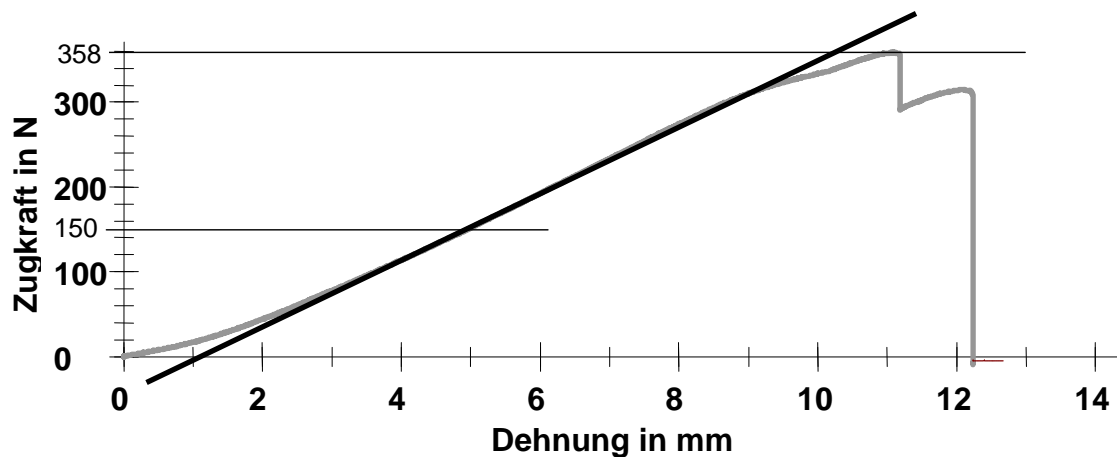


Diagramm 28: Beispiel für ein aufgezeichnetes Kraft-Dehnungs-Diagramm (Messung am SS-T von P1): Das Präparat hat bei 150 N eine Steifigkeit von 39,5 N/mm; es erreicht eine Bruchlast von 358 N. Zunächst kommt es dabei zu einer Teilruptur des SS-T, bevor es dann komplett zerreißt.

Aufgrund eines Fehlers bei der Speicherung der Daten waren nur Werte der Präparate 1-7 verfügbar. Zwei LP-T (Präparate 1 und 3) rupturierten bereits im vorherigen Versuch am Kniekinemator, so daß auch in diesen Fällen kein Kraft-Dehnungs-Diagramm aufgezeichnet wurde.

Die Ergebnisse der Materialprüfungen sind in den Tabellen 9 und 10 dargestellt. Die Steifigkeit wurde aus der Steigung der Kurve ($S = \Delta F / \Delta l$ [N/mm]) bei einer Zugbelastung von 150 N berechnet (vgl. Diag. 2, S. 16).

5.4.1. Messungen am SS-T

Präparat	1	2	3	4	5	6	7	Mittelwert	Standardabweichung
Steifigkeiten [N/mm]	39,5	37,4	47,4	36,3	37,2	42,7	43,5	40,6	3,8
Reißfestigkeiten [N]	358	427	376	352	392	374	424	386	27,6

Tabelle 9: Steifigkeiten und Reißfestigkeiten der SS-T (Präparate 1-7)

Beim Ausreißversuch konnte das in der Materialprüfmaschine eingespannte Transplantat-Konstrukt (bestehend aus: Endo-Button – Mersileneband – SS – Ethibond-Fäden – Haken; s. Abb. 23, S. 35) an unterschiedlichen Stellen innerhalb des Konstrukts rupturieren. In zwei Fällen (Präparate 1 und 4) waren die beim Ausreißversuch erreichten Maximalkräfte (352 N

und 358 N) durch die Stabilität des Mersilenebandes limitiert; in den übrigen Fällen rupturierten jeweils, bei einer Bruchlast zwischen 374 N und 427 N, die Ethibond-Fäden.

5.4.2. Messungen am LP-T

Präparat	2	4	5	6	7	Mittelwert	Standardabweichung
Steifigkeiten [N/mm]	58,2	44,0	64,8	64,7	80,3	62,4	11,7
Reißfestigkeiten [N]	393	242	441	297	409	356	74,9

Tabelle 10: Steifigkeiten und Reißfestigkeiten der LP-T (Präparate 2 und 4-7)

Bei den Präparaten 4 und 6 löste sich bei der Reißfestigkeitsuntersuchung des LP-T jeweils der Haken (Abb. 31, S. 40) aus dem tibialen Knochenblöckchen (diese Stelle im Transplantat-Konstrukt war besonders labil, wenn das zur Befestigung des Hakens notwendige Loch nicht ganz mittig gebohrt wurde). Die im Ausreißversuch erreichten Maximalkräfte waren in diesen Fällen deutlich niedriger (242 N bzw. 297 N) als in den übrigen Präparaten (393 N – 441 N), in denen das Knochenblöckchen intakt blieb und eine Ruptur des Mersilenebandes erfolgte.

6. Diskussion

6.1. Diskussion von Material und Methode

6.1.1. Vorgehensweise

Das Kräfteverhalten von Ligamenten wie dem vKB und seiner Ersatztransplantate (SS-T und LP-T) ist in Anbetracht der verschiedenen Einflußmöglichkeiten auf die Kräfte (wie Winkelstellung des Knies, Vorspannung und Ort der Anbohrung der tibialen und femoralen Insertion) äußerst komplex.

Spannungs- bzw. Längenänderungsmessungen an der Oberfläche der Ligamente (durch sog. „Transducer“) führen zu grundlegenden Erkenntnissen. Diese Messungen haben jedoch gewisse Grenzen. So werden Transducer auf einen Teil des Ligaments festgenäht und messen nur darin die Spannungen; die jedoch nicht zwangsläufig die Spannungen über den gesamten Ligamentquerschnitt repräsentieren (FLEMING et al., 1999). Außerdem kann der Transducer bei voller Extension evtl. im Interkondylenraum des Femurs eingeklemmt werden und somit die Ergebnisse verfälschen (BEYNNON et al., 1992).

Auch Längenänderungsmessungen von Ligamenten mit Hilfe von Drähten oder Fäden spiegeln die Kräfteverhältnisse in diesen nur unzureichend wider. So konnten FLEMING et al. (1994), MUNETA et al. (1993) und WALLACE et al. (1998) im Falle des vKB keinen strikten Zusammenhang zwischen den intraoperativ oft durchgeführten Längenänderungsmessungen und den nach Implantation des Transplantats an diesem auftretenden Kräften feststellen.

Die Methode, die in dieser Arbeit angewandt wurde, bietet den Vorteil, daß die Gesamtkraft, wie sie bei einer passiven Kniegelenksbewegung in der frühen postoperativen Phase im vKB-Transplantat auftritt, direkt gemessen werden kann; hier ist also nicht, wie etwa bei der Messung mit Transducern, erst ein Umrechnungsfaktor notwendig, um Spannungen, die in einem Teil des Ligaments gemessen werden, in Kräfte, die über den gesamten Ligamentquerschnitt wirken, umzurechnen.

Die Anbohrung des tibialen und femoralen vKB-Ansatzes erfolgte, wie auch bei einer „echten“ vKB-Operation, arthroskopisch mit Hilfe des anterolateralen Arthroskop- und anteromedialen Arbeitszuganges. Trotz der Benutzung von gängigen Zielgeräten wurde das vKB nicht immer an der identischen Stelle innerhalb seines flächigen Ansatzes angebohrt und in 2 bzw. 3 Fällen lag der Mittelpunkt des Bohrkanals sogar außerhalb des anatomischen tibialen bzw. femoralen vKB-Ansatzes. Auch bei einer vKB-Operation wird von unterschiedlichen Operateuren nicht immer an der gleichen Stelle angebohrt (siehe Abb. 6, S. 13); insbesondere wenn die vKB-Ruptur veraltet ist, ist der ursprüngliche anatomische Ansatz kaum mehr sichtbar und kann somit nicht mehr als Referenzfläche dienen. Dann wird gerade bei unerfahrenen Operateuren die Variationsbreite der Orte der Anbohrung größer und dies kann bei einer ungünstigen Lage auch zu unphysiologischen biomechanischen Verhältnissen im Kniegelenk führen.

Durch exakte Vermessung der Anbohrpunkte nach Versuchsabschluß konnte der Einfluß der Lage der Insertionspunkte auf die im vKB-Transplantat entstehenden Kräfte untersucht werden. Nach Durchsicht der gegenwärtigen Literatur ist diese Arbeit offenbar die erste, die jene Untersuchung an vKB-Transplantaten durchgeführt hat. Bisher erfolgte dies nur indirekt anhand von Längenänderungsmessungen oder der Implantation von künstlichen Ligamenten (GOOD, 1995; FRIEDERICH et al., 1992). Andere Autoren maßen zwar auch direkt die Kräfte in einem LP-T bzw. SS-T, einen Zusammenhang der gemessenen Kräfte zu den

Insertionspunkten untersuchten sie jedoch nicht (MARKOLF et al., 1996b; RUPP et al., 1999; HOWELL et al., 1999).

6.1.2. Messungen am Kinemator

In dieser Arbeit kam es durch die tibiale Fehlanbohrung mit dem Hohlfräser in 2 Fällen zu einer Zerstörung von Faseranteilen des vKB (Präparate 1 und 4), die arthroskopisch festgestellt wurde. Es konnten zwar dennoch Kräfte im vKB gemessen werden, die entsprechenden Zugkraftverlaufskurven wurden im weiteren Verlauf jedoch aus der Wertung genommen.

Die Ergebnisse dieser in vitro-Versuche lassen sich auf die klinische Anwendung nur bedingt übertragen.

Um die Kräfte im vKB exakt messen zu können, mußten, nach Freibohrung des tibialen Knochenzylinders (vKB-Ansatz), die ursprünglichen kinematischen Verhältnisse im Kniegelenk wiederhergestellt werden. Dazu wurde der Knochenblock in eine Gleithülse gebracht und in bezug auf seine Torquierung anatomisch repositioniert. Durch unterschiedliche proximal-distale Lagestellungen konnten sich unterschiedliche VS auf das vKB applizieren lassen; bringt man den Knochenblock auch von seiner proximal-distalen Lage her in seine ursprüngliche Position, so können die physiologischen Kräfte im vKB gemessen werden.

In dieser Arbeit ging es allerdings nicht um die exakte Messung der Kräfte im vKB (die u.a. bereits von MARKOLF et al. (1990) durchgeführt wurde; s. 3.1.2., S. 19 u. 20), sondern vielmehr um die Darstellung der Kurvenform, die man dann mit der Form der Zugkraftverlaufskurven der SS-T und LP-T vergleichen konnte. Deshalb wurde das vKB mit denselben VS „eingebaut“ wie auch die Transplantate (VS=30 N und 70 N). Die realen Kräfte im vKB sind allerdings niedriger als die hier gemessenen, da die „physiologische VS“ in etwa 10 N beträgt.

Faktoren, die zur Ungenauigkeit der Messungen beigetragen haben, waren u.a. die Reibungskräfte zwischen freigelegtem Knochenzylinder bzw. Transplantat auf der einen Seite und Tibia auf der anderen Seite. Die Höhe dieser Reibungskräfte konnte nicht ermittelt werden; als Maß dafür zeigte sich aber, daß die Standardabweichungen bei den verschiedenen Beugezyklen für Kräfte > 50 N unter 5% lagen und auch bei geringeren Kräften nie größer als 2,5 N waren (die Ungenauigkeit der Meßdose belief sich dabei auf ca. 1%). Es war also gerade in einem hohen Meßbereich eine gute Reproduzierbarkeit der Werte möglich. Ein gewisses Fortschreiten der Autolyse der SS-T und LP-T konnte im Verlauf der verschiedenen Arbeitsschritte nicht gänzlich verhindert werden; ein eventuell negativer Einfluß auf die Aussagekraft der Ergebnisse ist dabei zu bedenken.

Die Simulation der unterschiedlichen Muskelzüge erfolgte in den Versuchen am Kinemator durch eine konstante Applikation von 50 N; es wurde nicht, wie es eigentl. in vivo der Fall ist, der Betrag der Kräfte in Abhängigkeit der Kniebeugestellung variiert. Durch einen erhöhten Zug des Quadriceps, wie dieser nahe der Streckstellung auftritt, würde die Tibia nach anterior verschoben werden (durch die nach vorne gerichtete Kraftkomponente der Patellarsehne) und dies würde dann zu höheren Kräften im vKB(-Ersatz) führen (RUPP et al., 1999; BEYNNON et al., 1992). Für eine winkelabhängige Veränderung der Größe der simulierten Muskelkräfte hätte allerdings die dynamische Bewegung alle zehn Winkelgrade unterbrochen werden müssen. Für die Wertigkeit dieser Arbeit hingegen schien es wichtiger, die Kräfte bei einer dynamischen Bewegung zu messen

Die in dieser Arbeit aufgezeichneten Zugkraftverlaufskurven des SS-T und LP-T stellen ein Maß für die direkt postoperativ in den Transplantaten vorhandenen Kräfte dar. Denn in den Wochen nach einer Operation am vKB setzen Umbauprozesse an diesem ein, die, wie auch eine lokale Knochenresorption um den Bohrkanaal herum, zu anderen Spannungen innerhalb der Transplantate führen können (AMIS und JAKOB, 1998). Das knöcherne Einwachsen eines „Hamstring“-Transplantats ist nach PINCZEWSKI et al. (1997) erst nach 12-15 Wochen vollständig abgeschlossen. Danach liegt die Schwachstelle im intraartikulären Transplantatgewebe. Die endgültige Stabilität wird aber auch nach 12 Monaten noch nicht ganz erreicht.

Zur Vorspannung, mit der das Transplantat eingebaut werden soll, ist zu sagen, daß man nach heutigem Stand der Dinge noch nicht weiß, wie sich unterschiedliche Spannungen im Transplantat auf die postoperativen Verhältnisse auswirken. So kann man sich vorstellen, daß im Rahmen des biologischen Umbauprozesses des vKB-Ersatzes erhöhte Spannungen zu einer Verformung des Transplantats führen; ebenso könnte dies jedoch auch ein Stimulus für das Gewebe sein, sich schneller zu remodellieren und kräftiger zu werden. Niedrige Spannungen hingegen könnten einen fehlenden Stimulus für die Gewebeumwandlung bedeuten, evtl. aber auch notwendig für eine ausreichende Revaskularisierung und Ernährung sein.

In den Versuchen zu dieser Arbeit wurde die VS bei 30° gewählt und mit jeweils 30 N und 70 N variiert. Mit einem Betrag von 30 N konnte hier einer heute häufig intraoperativ gewählten Vorspannung entsprochen werden. Außerdem zeigten MARKOLF et al. (1996a), daß bei einer Kniebeugung von 30° eine VS von etwa 30 N notwendig ist, um die ursprüngliche anterior-posteriore Stabilität wiederherzustellen. Insgesamt gibt es aber über die Höhe und den Winkel, in dem die Vorspannung appliziert werden soll, sehr unterschiedliche Meinungen.

6.1.3. Messungen an der Materialprüfmaschine

Die bei der mechanischen Prüfung der Transplantate ermittelten Werte sind u.a. von den Prüfbedingungen abhängig (Belastungsgeschwindigkeit, Einspannlänge, Einspannvorrichtung). Befunde in der Literatur, die mit unterschiedlichen Verfahren erhoben wurden, sind daher nur bedingt vergleichbar. Außerdem sind in dieser Arbeit autolysebedingte Einflüsse nicht auszuschließen. Weitere Einflußgrößen der mechanischen Eigenschaften sind Alter und Aktivitätsgrad der Spender, Querschnittsfläche der Präparationen sowie Länge der zur Fixierung verwendeten Mersilenebänder bzw. Ethibond-Fäden.

6.1.4. Anthropometrische Vermessungen der Präparate

Wie bereits in 2.4.1. - 2.4.3. (S. 12 ff.) erläutert, ist die Lage des vKB-Ersatzes von entscheidender Bedeutung für sein Spannungsverhalten. Deswegen wurden in der vorliegenden Studie in einem weiteren Arbeitsschritt die femoralen und tibialen Bohrkanaäle kartografiert, was ermöglichte, die Insertionen genauer zu untersuchen und Bezüge zwischen der Bohrlochlokalisation und dem jeweiligen Kräfteverlauf herzustellen.

Da aber die Formen von Femur und Tibia nicht bei jedem Präparat identisch sind, kann es durch den durchgeführten interindividuellen Vergleich der Bohrlochlokalisationen (Eintrag in ein Schema von einheitlicher Form) zu geringen Fehlern bei der Ermittlung der einzelnen Positionen kommen. Nach eigenen Schätzungen sind diese Abweichungen jedoch gering und betragen max. 1 mm (~1%).

6.2. Diskussion der Ergebnisse

Wie bereits in 4.12. (S. 43) erwähnt sind statistische Aussagen in dieser Arbeit aufgrund der geringen Fallzahlen nicht sinnvoll. Die Kurvenverläufe bei den dynamischen Kräftemessungen wurden daher rein deskriptiv gewertet; in manchen Fällen waren jedoch Tendenzen erkennbar und zumeist wurde dann mit Kenngrößen der Normalverteilung gearbeitet, um diese Werte untereinander, aber auch mit Literaturangaben, vergleichen zu können.

Aussagen zu den Kräften im vKB(-Ersatz) wurden in dieser Arbeit nur bei der reinen passiven Flexions-Extensions-Bewegung getroffen. Es ist zu berücksichtigen, daß Varus- und Valgus- (RUPP et al., 1999; MARKOLF et al., 1990), Innen- und Außenrotationsstellung (MARKOLF et al., 1990) sowie aktive Extension durch Quadricepszug (RUPP et al., 1999; BEYNNON et al., 1992) zu höheren Kräften in den Ligamenten führen.

6.2.1. Kräftemessungen am vKB

Die in dieser Arbeit am vKB bestimmten Kräfte (5.1.1., S. 45 ff.) waren größer als die von WASCHER et al. (1993) auf ähnliche Weise gemessenen (3.1.2., S. 15 u. 16). Dies liegt daran, daß im vorliegenden Fall nicht versucht wurde, die ursprüngliche Spannung im vKB bei 30° Kniebeugung wiederherzustellen (sie beträgt nach WASCHER et al. (1993) weniger als 10 N), sondern eine konstante Vorkraft von 30 bzw. 70 N appliziert wurde. Dies geschah, um den aufgezeichneten Kurvenverlauf später besser mit dem der eingebauten Transplantate vergleichen zu können. Die Form der Kurve war jedoch ähnlich wie die bereits von anderen Autoren beschriebene (BEYNNON et al., 1992; WASCHER et al., 1993; SIGMUND, 1997): während der initialen 50 Beugegrade wurde ein Abfallen der Kraft in der Sehne beobachtet, in mittleren Gelenkstellungen blieb die Kraft auf niedrigem Niveau gleich, um in extremer Beugung (120-150°) in den meisten Fällen wieder mehr oder weniger stark anzusteigen (s. Diag. 15, S. 48).

6.2.2. Kräftemessungen am vKB-Ersatz

Die Kurvenverläufe der im vKB-Ersatz bei den einzelnen Präparate aufgezeichneten Kräfte waren extensionsnah (0°-50°) einander ähnlich, bei Beugewinkeln >50° hingegen von Präparat zu Präparat z.T. sehr unterschiedlich. Prinzipiell konnten drei Kurvenverläufe unterschieden werden (s. Diag. 16, S. 49): zunächst fiel jeweils die Kraft zw. 0° und 50° ab, bei größeren Flexionswinkeln konnte dann bei den einzelnen Präparaten entweder ein größerer, ähnlicher oder kleinerer Kraftanstieg als beim physiologischen vKB beobachtet werden.

Sowohl bei 0° als auch bei 150° war dabei die Kraft im SS-T jeweils geringer als im LP-T. Zu dem gleichen Ergebnis kamen auch ALLEN et al. (1999) in ihrer Arbeit.

Vergleicht man zunächst die bei 0° (VS=30 N) gemessenen Zugkräfte [$138 \pm 54,4$ N (LP-T) bzw. $109 \pm 30,4$ N (SS-T)] mit den von anderen Arbeitsgruppen festgestellten Werten, so wurden mit vorgestellter Meßmethode ähnliche Kräfte registriert: RUPP et al. (1999) maßen in einem LP-T geringfügig niedrigere Kräfte (128 ± 25 N; siehe 3.2.2., S. 21 u. 22), wobei sie jedoch eine höhere VS wählten (40 N) und das Transplantat auf femoraler Seite mit einer Interferenzschraube fixierten (dadurch erhöht sich die Gesamtsteifigkeit des eingebauten Transplantat-Konstrukts im Vergleich zum Einbau mit einem Polyesterband). Beides, höhere VS und höhere Steifigkeit des LP-T, müßte theoretisch

zu höheren Kräften in Extension als in dieser Arbeit führen. Eine Erklärung, daß die Kräfte jedoch tatsächlich niedriger waren, wurde nicht gefunden.

MARKOLF et al. (1996b) verwendeten zur femoralen Fixation ihrer LP-T Dakron-Schnüre und applizierten auf das Transplantat eine ähnlich große Vorspannung (im Mittel 28,6 N bei 30°) wie in vorliegender Arbeit (VS=30 N). Diese Autoren registrierten in Extension Kräfte im LP-T zwischen 50 N und 297 N (siehe 3.2.1., S. 20 u. 21).

HOWELL et al. (1999) führten Kräftermessungen an einem SS-T durch (3.2.3., S. 22) und kamen bei 0° auf Werte zwischen 58 und 276 N (122 ± 62 N).

In Flexion unterschied sich das im vKB-Ersatz vorgefundene Kräfteverhalten von Präparat zu Präparat. Einen Vergleich zu anderen Arbeiten zu ziehen ist in diesem Fall jedoch schwierig, da Kräftermessungen anderer Arbeitsgruppen nur bis zu Beugewinkeln von 90° (MARKOLF et al., 1996b; RUPP et al., 1999; HOWELL et al., 1999) bzw. 130° (GOOD, 1995) durchgeführt wurden:

HOWELL et al. (1999) stellten in 10 von 14 eingebauten SS-T einen Kraftanstieg in Flexion fest ($F > 40$ N bei 80°), ein Zusammenhang mit dem Ort der tibialen oder femoralen Anbohrung konnten sie jedoch nicht finden.

MARKOLF et al. (1996b) hingegen plazierten ihr Transplantat in 4 von 17 Kniepräparaten am Femur versehentlich zu weit anterior und haben nur in diesen Fällen signifikant ($p < 0,05$) erhöhte Kräfte in Flexion gemessen.

Ebenso konnte GOOD (1995), der seine Kräftermessungen an einem Testligament aus Kevlar durchführte (3.2.4., S. 23 u. 24), einzig bei anterioren femoralen Ansatzpunkten ein Wiederansteigen der Kräfte in Flexion aufzeigen.

In dieser Arbeit war die Tendenz erkennbar, daß umso größere Kräfte im Transplantat in Flexion auftraten, je weiter anterior am Femur (großer y_F -Wert) der vKB-Ersatz implantiert wurde (Diag. 27, S. 61): so waren in den Präparaten 2 und 6, bei denen die Anbohrung des vKB-Ersatzes am weitesten anterior erfolgte (Abb. 35, S. 60), die Kräfte in Flexion auch am größten. Konnte man hingegen nur einen geringen Kraftanstieg bei 150° feststellen ($F < 20$ N bei VS=30N; Präparate 1,4,5,9,10), so lag der femorale Ansatzpunkt eher posterior.

Im Mittel lag das Zentrum des femoralen Bohrlochs ($x_F = 16,8 \pm 6,1\%$ und $y_F = 37,3 \pm 9,1\%$) an der gleichen Stelle wie der von FUSS (1991) bestimmte „ideale Ansatzpunkt“ für ein vKB-Transplantat ($x_F = 15\%$ und $y_F = 36\%$; ausgemessen aus Abb. 6, S. 13). Wurde bei einem Präparat der vKB-Ersatz in der Nähe dieser Stelle plaziert, so konnte ein ähnlicher Kurvenverlauf wie im vKB selbst erzielt werden.

Die tibiale Anbohrung erfolgte im Mittel sowohl in der Sagittal- ($x_T = 47,1 \pm 8,9\%$) als auch in der Transversalebene ($y_T = 46,7 \pm 4,4\%$) an einem ähnlichen Punkt wie er von HOWELL et al. (1999) aufgrund von MRT-Messungen des vKB empfohlen wurde ($x_T = 44 \pm 2\%$ und $y_T = 47 \pm 2\%$). Für die verschiedenen Orte der tibialen Ansätze war, ebenso wie in den Studien von COOPER et al. (1998) und FLEMING et al. (1993), kein Einfluß auf das Kräfteverhalten im Transplantat feststellbar. Jedoch konnten andere Autoren nachweisen, daß anterior plazierte Transplantate in Flexion größere Spannungen aufwiesen als ein „isometrisch positioniertes“ Transplantat und umgekehrt posterior gelegene Ansatzpunkte zu höheren Kräften in Extension führen (FRIEDERICH et al., 1992; GOOD, 1995). AMIS und JAKOB (1998) wiesen darauf hin, daß zu weit medial an der Tibia plazierte Transplantate zu Interaktionen mit dem hKB führen können und dies wiederum einen vermehrten Kraftanstieg in Flexion zur Folge haben könnte.

Wie bereits von mehreren Autoren festgestellt (BYLSKI-AUSTROW et al., 1990; MARKOLF et al., 1996b; RUPP et al., 1999), so konnte auch in dieser Arbeit gezeigt werden, daß die Höhe der Vorspannung keinen Einfluß auf die Form der Zugkraftverlaufskurve hat.

Das Spannungsverhalten eines vKB-Transplantats kann also in seinem Kurvenverlauf nicht in seiner Form geändert werden indem alleine die VS verändert wird. Allerdings steigt die Maximalkraft im Transplantat insbesondere in Extension durch eine erhöhte VS beträchtlich an (um bis zu 156 N; Diagramme 24 u. 25, S. 56-58). Dies zeigt, wie wichtig die Wahl der VS bei der vKB-Rekonstruktion ist.

Eine VS von 30 N bei 30° kann man anhand der Ergebnisse dieser Arbeit als geeignet betrachten: mit einer solchen VS war das vKB-Transplantat bei 30° (der Winkel, in dem das vKB seine wichtigste Funktion als Stabilisator besitzt) stets angespannt (30 N); gleichzeitig führte dies aber auch bei Streckung des Kniegelenks (0°) nicht zu exzessiven Spannungen im vKB-Ersatz, die die Stabilität der Transplantatfixierung gefährden würden (s. unten). Ein weiterer Nachteil von noch größeren Vorspannungen wäre außerdem eine vermehrte tibiale Subluxation (MELBY III et al., 1991).

6.2.3. Dehnungs- und Reißfestigkeitsuntersuchungen

Um bei den eingebauten Transplantat-Konstrukten eine Vorstellung von den Steifigkeiten und Reißfestigkeiten zu gewinnen, wurden diese in einem Zugversuch auf genannte Eigenschaften untersucht. Die ermittelten Werte können allerdings nur bedingt mit Angaben aus der Literatur verglichen werden, da sie von verschiedensten Größen abhängen (6.1.3., S. 67) und die Versuchsbedingungen z.T. unterschiedlich waren.

Die Steifigkeiten der SS-T lagen im Mittel bei 40,6 N/mm und waren damit mit den von HÖHER et al. (1998b) gemessenen Werten (32,4 N/mm) vergleichbar. Im Falle der LP-T wurden bei allen Präparaten etwas größere Werte erzielt (im Mittel 62,4 N/mm).

Die eigentliche Steifigkeit eines BTB-Transplantats [423-544 N/mm nach SCHATZMANN et al. (1998)] bzw. einer gevierfachen SS ist jedoch weitaus größer, was vermutlich Folge der bei einer Endo-Button-Fixation großen Distanz zwischen den Fixierungspunkten und der Elastizität der Fixierungsmaterialien ist. Würde das Transplantat mit einer „steiferen Fixationsmethode“ (wie beispielsweise einer Interferenzschraube) implantiert werden, so wären höhere Kräfte im Transplantat bei der Flexions-Extensions-Bewegung des Kniegelenks zu erwarten (STEINER et al., 1994).

Ein Vorteil dieser auch im Vergleich zum vKB [75-124 N/mm; JONES et al. (1995)] relativ geringen Steifigkeit der beiden Transplantate ist darin zu sehen, daß bei Bewegung des Kniegelenks auf den vKB-Ersatz bei gleicher Elongation eine geringere Maximalkraft einwirkt, als wenn das Transplantat-Konstrukt steifer wäre; dies stellt einen gewissen Schutz für den vKB-Ersatz dar.

Als Nachteil ist jedoch zu nennen, daß es (unter Belastung) zu einem Gleiten des Transplantats in den Bohrkanälen kommt („bungee“-Effekt); dieses Gleiten kann nach L'INSALATA et al. (1997) Grund für das post-operativ in diesen Fällen häufig beobachtete sog. „tunnel-widening“ (Vergrößerung des Bohrkanaldurchmessers) sein.

Desweiteren kann es postoperativ besonders im Bereich der Fixierungen der Sehnengewebe zu einer plastischen Elongation der Transplantatkonstrukte kommen (HÖHER et al., 1998b); dies wiederum kann Ursache für eine Auslockerung vor Einheilung in den Knochenkanal sein.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Transplantat so lange nachgespannt, bis es bei der Flexions-Extensions-Bewegung nicht zu einer Kraftminderung von einem Bewegungszyklus zum anderen mehr kam. Somit konnte eine Transplantatlockerung während der Kräftermessungen vermieden werden. Es ist zu empfehlen, auch während einer Operation am vKB das Transplantat zunächst möglichst oft zyklisch zu belasten und es erst dann endgültig

zu fixieren, um ein post-operatives Auslockern zu vermeiden (BEYNNON et al., 1994; HÖHER et al., 1998b).

Die im Ausreißversuch gemessenen Bruchlasten beliefen sich im Falle des SS-T auf Werte zwischen 352 N und 427 N ($386 \pm 27,6$ N) und im Falle des LP-T auf 242-441 N ($356 \pm 74,9$ N). Dabei stellten die zur Transplantatfixierung verwendeten Materialien im Ausreißversuch (und somit auch unmittelbar postoperativ) den schwächsten Punkt des Transplantatkonstrukts dar. Die gemessenen Maximallasten der Konstrukte stehen auch in Übereinstimmung mit Angaben der Literatur zur Reißfestigkeit des verwendeten Mersilenebandes (437 N; BECKER et al., 1999). Die Reißfestigkeit ist etwas niedriger als die eines intakten vKB (303-1041 N; JONES et al., 1995).

6.3. Klinische Bedeutung für die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

Ziel einer Rekonstruktion des vKB ist es, die ursprünglichen biomechanischen Verhältnisse im Kniegelenk so gut wie möglich wiederherzustellen. Gelingt dies nur unzureichend, so können Transplantatelongation und -ruptur, Erweiterung des ursprünglichen Bohrkanals (an Tibia und Femur), frühe Gonarthrose und mangelhafte Kniefunktion (charakterisiert durch Bewegungseinschränkungen, Schmerzen und Instabilität) resultieren (AMIS und JAKOB, 1998; TOHAYAMA et al., 1996; HÖHER et al., 1998a). Um dies zu vermeiden, ist eine Kenntnis der biomechanisch für das Kniegelenk am günstigsten gelegenen Punkte für tibiale und femorale Anbohrung des vKB-Ersatzes notwendig.

Wie wichtig ein physiologisches Kräfteverhalten in einem vKB-Ersatz ist, zeigten außerdem TOHAYAMA et al. (1996) in Versuchen an Kaninchenknien: diese Autoren demonstrierten eine signifikant erhöhte anteriore Laxität und geringere Steifigkeit in Kaninchenknien, in denen das BTB-Transplantat eine größere Elongation in Flexion aufwies als das intakte vKB. Sie sind der Meinung, daß das Elongationsverhalten des Transplantats zur Zeit seiner Implantation ein kritischer Faktor ist, der das Langzeitergebnis einer vKB-Rekonstruktion bestimmt.

Mit dieser Arbeit konnte gezeigt werden, daß der entscheidende Faktor bei der Wiederherstellung des ursprünglichen Kräfteverhaltens eines vKB seine femorale Anbohrung in antero-posteriorer Richtung (y_T) ist. Dabei wirken auf anterior gelegene Transplantate in Flexion die größten Kräfte. Eine solche Platzierung eines vKB-Ersatzes ist in bezug auf die Form seiner Zugkraftverlaufskurve am wenigsten physiologisch und deswegen unbedingt zu vermeiden.

Aufgrund der gegenwärtigen Bevorzugung aggressiver Rehabilitationsverfahren nach Operationen am vKB sind die Ergebnisse der Zugkraftmessungen besonders wichtig. Einerseits möchte man zwar dem Patienten ein möglichst großes Bewegungsausmaß im Kniegelenk erlauben, andererseits will man aber zu hohe Kräfte im eingebauten Transplantat vermeiden, um den Ligamentersatz nicht zu gefährden. Welche Beugestellungen des Kniegelenks in der frühen postoperativen Phase für das Transplantat gefährlich sein könnten, zeigen die folgenden Ergebnisse:

Zunächst wurde untersucht, ob die in dieser Arbeit verwendete Fixationsmethode der Transplantate (Endo-Button) stabil genug ist, einer passiven Flexions-Extensions-Bewegung standzuhalten. Dazu wurde die „geringste Maximalkraft“ im Ausreißversuch [352 N (SS-T) bzw. 242 N (LP-T)] mit der maximal bei einer passiven Kniebewegung (0° - 150° ; VS=30 N) auftretenden Kraft verglichen: in 8 von 30 Fällen lagen dabei die Kräfte darüber. Bei drei

Präparaten rupturierte das Transplantat bereits während des Versuchs am Kinemator, so daß für diese Präparate gar keine Zugkraftverlaufskurve erstellt werden konnte. In einem weiteren Transplantat traten zwar höhere Kräfte auf (270 N; LP-T von P7), die Fixation hielt der Belastung aber dennoch stand. In den anderen Fällen (P2 und P6) konnte nur durch eine Einschränkung der Flexionsbewegung ein Auftreten zu hoher Kräfte vermieden werden. In einem Bereich zwischen 10° und 90° wurden aber in keinem Fall solche hohen Kräfte erreicht, daß eine Gefährdung des Transplantats (durch eine zu hohe Belastung) bestanden hätte.

Diese Ergebnisse bekräftigen noch einmal die vorherrschende Lehrmeinung, unmittelbar postoperativ die volle Streckung des Kniegelenks (<10°) zu vermeiden (HOWELL et al., 1996; SHELBOURNE und RASK, 1998), da insbesondere in der Nähe der Extension die Belastung (und somit Gefährdung) des vKB-Transplantats deutlich zunimmt.

Für die postoperativ erlaubte Flexionsbewegung könnte man allerdings anhand der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterschiedliche Empfehlungen geben, je nachdem an welcher Stelle des Femurs der vKB-Ersatz implantiert wurde: so führen prinzipiell Bewegungen bis 130° in der frühen post-operativen Phase nicht zu einer Gefährdung des Transplantats; ist dieses jedoch zu weit anterior plaziert ($y_F > 42\%$; Präparate der Gruppe (3)), sind evtl. schon ab 90° Beugung unphysiologisch hohe Kräfte im vKB-Ersatz zu erwarten. Man könnte deswegen die Empfehlung geben, bei Werten von $y_F > 42\%$ das unmittelbar postoperativ erlaubte Bewegungsausmaß auf Beugewinkel zwischen 10° und 90° zu beschränken. In welchen Fällen eine femorale Fehlanbohrung erfolgte (und somit das Transplantat bei Flexion vermehrt gefährdet ist), könnte man z.B. anhand eines postoperativ angefertigten seitlichen Röntgenbildes des Kniegelenks erkennen, in dem die Plazierung des Transplantats am Femur in antero-posteriorer Richtung gut sichtbar ist (BERNARD et al., 1997).

Bei einer Lokalisation des femoralen Bohrlochs zwischen $y_F = 33,8\%$ und $y_F = 42,1\%$ (bei den Präparaten der Gruppe (2) der Fall) konnte man in den Transplantaten einen physiologischen Zugkraftverlauf (=der dem im vKB ähnlich war) erzielen.

Die Anbohrung des tibialen vKB-Ansatzes erfolgt in der vKB-Chirurgie zur Zeit eher posterior als eigentlich aus anatomischer und isometrischer Sicht zu fordern wäre, um ein femorales Impingement des Transplantats am Interkondylenraum (und somit eine notwendige Notchplastik) zu vermeiden (ALLEN et al., 1999). Außerdem wird dadurch gleichzeitig die Richtung der femoralen Anbohrung, die heute vorzugsweise durch den tibialen Kanal hindurch geschieht, verbessert.

In dieser Studie konnte, ebenso wie von COOPER et al. (1998) und FLEMING et al. (1993), kein meßbarer Einfluß der Orte der tibialen Ansatzpunkte auf das Kräfteverhalten im Transplantat gefunden werden. Dies legt nahe, daß eine eher anteriore tibiale Anbohrung keine entscheidenden Vorteile für die Isometrie des Transplantats mit sich bringt (jedoch Nachteile, wie schlechter mögliche Instrumentpassage und eventuelles Transplantatimpingement).

Geeignete Orte für die tibiale Anbohrung in antero-posteriorer Richtung wären anhand der Ergebnisse der Kräftemessungen dieser Arbeit Orte mit Werten für x_T zwischen 40 und 50%.

7. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, welche Kräfte bei einer passiven Flexions-Extensions-Bewegung des Kniegelenks (150° - 0°) im vKB bzw. vKB-Ersatz (SS-T und LP-T) auftreten. Die Meßbefunde wurden an 15 Kniepräparaten erhoben.

Dazu wurde unter arthroskopischen Arbeitsbedingungen zunächst die tibiale Insertion des vKB mit einem speziellen Hohlbohrer von extraartikulär aus angebohrt. An dem auf diese Weise freigelegten Knochenzylinder wurde eine Meßdose befestigt und so konnte man danach die Zugkraft des vKB über die Achse vKB-Zugkraftmeßdose-Meßcomputer direkt registrieren.

Zur Messung der Zugkräfte am vKB-Ersatz wurde das vKB komplett entfernt und arthroskopisch durch ein SS-T bzw. LP-T ersetzt. Die femorale Fixation des Transplantats erfolgte dabei durch einen Endo-Button, am tibialen Transplantat-Ende wurde eine Meßdose angehängt.

Die sich jeweils anschließenden Untersuchungen wurden unter dynamischen Bedingungen im Kniekinemator nach PLITZ/WIRTH durchgeführt. Dabei wurden auf das vKB bzw. seine Ersatz-Plastiken unterschiedliche Vorspannungen ($VS=30\text{ N}$ bzw. 70 N) appliziert.

Nach Abschluß der Messungen am Kniekinemator wurden die Kniepräparate skelettiert und anthropometrisch vermessen, um die Lageverhältnisse der Insertionspunkte der vKB-Ersatzplastiken beurteilen zu können.

Ergebnisse:

- Die Zugkraftverlaufskurven der vKB stellten sich qualitativ einheitlich dar: in mittleren Beugestellungen waren nur geringe Kräfte meßbar, wohingegen in maximaler Flexion und Extension die Kräfte anstiegen und jeweils in 0° -Stellung am größten waren.
- Auch im vKB-Ersatz fielen die Kräfte bei einer Beugebewegung zwischen 0° und 50° ab. Bei weiterer Flexion war der Kurvenverlauf in erster Linie von der Lokalisation des femoralen Bohrkanals in antero-posteriorer Richtung abhängig. Dabei wurden im Transplantat bei 150° umso größere Kräfte gemessen je weiter anterior am Femur der vKB-Ersatz implantiert wurde.
- Die Höhe der Vorspannung eines vKB-Transplantats hatte keinen Einfluß auf die Form der Zugkraftverlaufskurve. Allerdings stieg die Maximalkraft im Transplantat durch eine Erhöhung der Vorspannung von 30 N auf 70 N z.T. beträchtlich an (um bis zu 156 N).
- Bei geeigneter Implantation des vKB-Ersatzes und einer Vorspannung von 30 N bei 30° ähnelte die Zugkraftverlaufskurve des Transplantats der eines intakten vKB. Somit konnten, bei geeigneten Voraussetzungen, von biomechanischer Seite her physiologische Verhältnisse im Kniegelenk wiederhergestellt werden.

In einem anderen Versuchsaufbau (Materialprüfmaschine Zwick) wurden der Semitendinosus- und Lig. patellae-Ersatz auf sein Dehnungsverhalten und seine Reißfestigkeit hin geprüft.

Ergebnisse:

- *Die Steifigkeit der eingebauten Transplantatkonstrukte betrug ca. 50% der Steifigkeit eines intakten vKB; Ursache der relativ geringen Steifigkeit war v.a. die große Elastizität der zur Fixierung des vKB-Ersatzes verwendeten Materialien.*
- *Die Bruchlasten beliefen sich im Mittel auf 386 N (SS-T) bzw. 356 N (LP-T), wobei die zur Transplantateinspannung verwendeten Fixierungsmaterialien den schwächsten Punkt des Transplantatkonstrukts darstellten.*
- *Die bei der passiven Kniebewegung im vKB-Ersatz aufgezeichneten Kräfte waren bei Beugewinkeln zwischen 10° und 90° in keinem Fall größer als die gemessenen Bruchlasten der Transplantatkonstrukte. In der frühen postoperativen Phase könnte somit eine passive Kniebewegung in diesem Bereich durchgeführt werden, ohne dadurch das Transplantat zu gefährden.*

8. Literaturverzeichnis

- Allen C.R., Livesay G.A., Wong E.K., Woo S.L.-Y. (1999):
Injury and reconstruction of the anterior cruciate ligament and knee osteoarthritis
Osteoarthritis Cartilage 7: 110-21
- Amiel D., Kleiner J.B., Akeson W.H. (1986):
The natural history of the anterior cruciate ligament autograft of patellar tendon origin
Am J Sports Med; Vol 14: 449-62
- Amis A.A., Jakob R.P. (1998):
Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting
Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 6 [Suppl 1]: 2-12
- Becker R., Schröder M., Röpke M., Starke C., Nebelung W. (1999):
Structural properties of sutures used in anchoring multistranded hamstrings in anterior
cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study
Arthroscopy 15: 297-300
- Bernard M., Hertel P., Hornung H., Cierpinski T. (1997):
Femoral insertion of the acl: radiographic quadrant method
Am J Knee Surg; 10: 14-22
- Beynon B., Howe J.G., Pope M.H., Johnson R.J., Fleming B.C. (1992):
The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo
International Orthopaedics 16: 1-12
- Beynon B., Johnson R.J., Fleming B.C., Renström P.A., Nichols C.E., Pope M.H.,
Haugh L.D. (1994):
The measurement of elongation of anterior cruciate-ligament grafts in vivo
J Bone Joint Surg; 76A: 520-31
- Bosch U., Kasperczyk W.J., Oestern H.-J., Tscherne H. (1990):
Die Einheilungsphasen beim autogenen hinteren Kreuzbandersatz
Unfallchirurg 93: 187-96
- Brown C.H. Jr., Steiner M.E., Carson E.W., (1993):
The use of hamstring tendons for anterior cruciate ligament reconstruction: technique and
results
Clin Sports Med 12: 723-56
- Bylski-Austrow D.I., Grood E.S., Hefzy M.S., Holden J.P., Butler D.L. (1990):
Anterior cruciate ligament replacements: a mechanical study of femoral attachment location,
flexion angle at tensioning, and initial tension
J Orthop Res; Vol 8, No 4: 523-30
- Claes L. (1983):
Biomechanische Eigenschaften humaner Bänder
Aktuelle Probl Chir Orthop; 25: 12-19

- Cooper D.E., Urrea L., Small J. (1998):
Factors affecting isometry of endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction: the effect of guide offset and rotation
Arthroscopy 14: 164-70
- Fick R. (1911):
Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln; Teil 3: spezielle Gelenk- und Muskelmechanik
Fischer, Jena
- Flahiff C.M., Brooks A.T., Hollis J.M., Vander Schilden J.L., Nicholas R.W. (1995):
Biomechanical analysis of patellar tendon allografts as a function of donor age
Am J Sports Med; Vol 23, No 3: 354-58
- Fleming B.C., Beynnon B.D., Howe J., McLeod W., Pope M. (1992):
Effect of tension and placement of a prosthetic anterior cruciate ligament on the anteroposterior laxity of the knee
J Orthop Res, 10: 177-86
- Fleming B.C., Beynnon B.D., Johnson R.J., McLeod W., Pope M. (1993):
Isometric versus tension measurements. A comparison for the reconstruction of the anterior cruciate
Am J Sports Med 21: 82-88
- Fleming B.C., Beynnon B.D., Nichols C.E., Renström P.A., Johnson R.J., Pope M.H. (1994):
An in-vivo comparison between intraoperative isometric measurement and local elongation of the graft after reconstruction of the anterior cruciate ligament
J Bone Joint Surg; 76A: 511-19
- Fleming B.C., Good L., Peura G.D., Beynnon B.D. (1999):
Calibration and application of an intra-articular force transducer for the measurement of patellar tendon graft forces: an in situ evaluation
J Biomech Eng; Vol 121: 393-98
- Friederich N.F., Müller W., O'Brian W.R. (1992):
Klinische Anwendung biomechanischer und funktionell anatomischer Daten am Kniegelenk
Orthopädie 21: 41-50
- Fuss F.K. (1991):
Optimal replacement of the cruciate ligaments from the functional-anatomical point of view
Acta Anat; 140: 260-268
- Garth W.P. Jr. (1992):
Current concepts regarding the anterior cruciate ligament
Orthop Rev; 21: 565-75
- Giove T., Sayers J.M., Kent B., Sanford T., Garrick J. (1983):
Non-operative treatment of the torn anterior cruciate ligament
J Bone Joint Surg [Am]; 65/2: 184-92

- Good L. (1995):
In-vitro correlation between tension and length change in an anterior cruciate ligament substitute
Clin Biomech 10; No 4: 200-207
- Harner C.D., Livesay G.A., Kashiwagushi S., Fujie H., Choi N.Y., Woo S.L-Y. (1995):
Comparative study of the size and shape of human anterior and posterior cruciate ligaments
J Orthop Res; Vol.13; No. 3: 429-34
- Hefzy M.S., Grood E.S., Noyes F.R. (1989):
Factors affecting the region of most isometric femoral attachments; part 2: the anterior cruciate ligament
Am J Sports Med; Vol 17, No 2: 208-16
- Hlawa A. (2000):
Dynamische Bruchlastparameter von vorderem Kreuzband und Patellarsehndrittel des Menschen – Literaturstudie und vergleichend-experimentelle Untersuchung
Med. Dissertation, München
- Höher J., Möller H.D., Fu F.H. (1998a):
Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction?
Knee Surg., Sports Traumatol., Arthroscopy 6: 231-40
- Höher J., Sakane M., Vogrin T.M., Withrow J.D., Fu F., Woo S.L-Y. (1998b):
Viskoplastische Elongation eines gevierfachen Semitendinosussehnenskonstrukts mit Tape- und Fadenfixierung unter zyklischer Belastung
Arthroskopie; 11: 52-55
- Holden J.P., Grood E.S., Korvick D.L., Cummings J.F., Butler D.L., Bylski-Austrow D.I. (1994):
In vivo forces in the anterior cruciate ligament: direct measurements during walking and trotting in a quadruped
J Biomechanics; Vol 27; No 5: 517-26
- Howell S.M., Taylor M.A. (1996):
Brace-free rehabilitation with early return to activity for knee reconstructed with double-looped semitendinosus and gracilis graft
J Bone Joint Surg; 78A: 814-25
- Howell S.M., Wallace M.P., Hull M.L., Deutsch M.L. (1999):
Evaluation of the single-incision arthroscopic technique for anterior cruciate ligament replacement: a study of tibial tunnel placement, intraoperative graft tension and stability
Am J Sports Med; Vol 27, No3: 284-93
- Hunter R.E., Lew W.D., Lewis L.L., Kowalczyk C., Settle W. (1990):
Graft force-setting technique in reconstruction of the anterior cruciate ligament
Am J Sports Med; Vol 18: 12-19
- Johnson R.J., Beynnon B.D., Nichols C.E., Renström P. (1992):
Current concepts review: the treatment of injuries of the anterior cruciate ligament
J Bone Joint Surg; 74A: 140-151

- Jones K.G. (1963):
Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament
J Bone Joint Surg; 45A: 925-32
- Jones K.G. (1970):
Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament
J Bone Joint Surg; 52A: 838-39
- Jones R.S., Nawana N.S., Percy M.J., Learmonth D.J.A., Bickerstaff D.R., Costi J.J., Paterson R.S. (1995):
Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament
Clin Biomech; Vol 10; No 7: 339-44
- Kennedy J.C., Hawkins R.J., Willis R.B., Danylchuk K.D. (1976):
Tension studies on human knee ligaments. Yield point, ultimate failure and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments
J Bone Joint Surg; 58A: 223-35
- Kühne J.-H.; Refior H.-J. (1989):
Aktueller Stand der Kniebandplastiken
Jahrbuch der Orthopädie; Biermann, München
- Lewis J.L., Lew W.D., Hill J.A., Hanley P., Ohland K., Kirstukas S., Hunter R.E. (1989):
Knee joint motion and ligament forces before and after ACL reconstruction
J Biomech Eng; 111: 97-106
- Lewis J.L., Lew W.D., Engebretsen L., Hunter R.E., Kowalczyk C. (1990):
Factors affecting graft force in surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament
J Orthop Res 8: 514-21
- Li G., Rudy T.W., Sakane M., Kanamori A., Ma C.B., Woo S.L. (1999):
The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL
J-Biomech; 32(4): 395-400
- L'Insalata J.C., Klatt B., Fu F.H., Harner C.D. (1997):
Tunnel expansion following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of hamstring and patellar tendon autografts
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 5: 234-38
- Lobenhoffer P., Tscherne H. (1993):
Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes: Heutiger Behandlungsstand
Unfallchirurg 96: 150-168
- Lucas G.L., Cooke F.W., Friis E.A. (1999):
A primer of biomechanics
Springer; Berlin, Heidelberg, New York

- Markolf K.L., Gorek J.F., Kabo J.M., Shapiro M.S. (1990):
Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament
J Bone and Joint Surg; 72A; No 4: 557-67
- Markolf K.L., Wascher D.C., Finerman G.A. (1993):
Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments: part 2
J Bone Joint Surg; 75A; No 3: 387-94
- Markolf K.L., Burchfield D.M., Shapiro M.M., Davis B.R., Finerman G.A.M.,
Slautebeck J.L. (1996a):
Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar
ligament allograft; part 1: insertion of the graft and anterior-posterior testing
J Bone Joint Surg; 78A: 1720-27
- Markolf K.L., Burchfield D.M., Shapiro M.M., Cha C.W., Finerman G.A.M.,
Slautebeck J.L. (1996b):
Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar
ligament allograft; part 2: forces in the graft compared with forces in the intact ligament
J Bone Joint Surg; 78A: 1728-34
- McGuire D.A., Hendricks S.D, Sanders H.M. (1997):
The relationship between anterior cruciate ligament reconstruction tibial tunnel location and
the anterior aspect of the posterior cruciate ligament insertion
Arthroscopy; Vol 13, No 4: 465-73
- Melby III A., Noble J.S., Askew M.J., Boom A.A., Hurst F.W. (1991):
The effects of graft tensioning on the laxity and kinematics of the anterior cruciate ligament
reconstructed knee
Arthroscopy; Vol 7, No 3: 257-66
- Menschik A. (1974):
Mechanik des Kniegelenkes; 1.Teil
Z. Orthop. 112, S. 481-495
- Menschik A. (1975):
Mechanik des Kniegelenkes; 2.Teil: Schlußrotation
Z. Orthop. 113, S. 388-400
- Miyasaka K.C., Daniel D., Stone M.L., Hirshman P. (1991):
The incidence of knee ligament injuries in the general population
Am J Knee Surg 4/1: 3-9
- Morgan C.D., Kalman V.R., Grawl D.M. (1995a):
Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament
reconstruction
Arthroscopy 11: 275-88
- Morgan C.D., Kalman V.R., Grawl D.M. (1995b):
Isometry testing for anterior cruciate ligament reconstruction revisited
Arthroscopy 11: 647-59

- Müller W. (1982):
Das Knie; Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellungschirurgie
Springer; Berlin, Heidelberg, New York
- Muneta T., Yamamoto H., Sakai H., Ishibashi T., Furuya K. (1993):
Relationship between changes in length and force in vitro reconstructed anterior cruciate ligament
Am J Sports Med; Vol 21: 299-304
- Noack W., Scharf H.-P. (1987):
Aktueller Stand in der Therapie der vorderen Kreuzbandverletzungen
Sportverletz. Sportschaden 1: 13-19; Thieme, Stuttgart-New York
- Noyes F.R., Grood E.S. (1976):
The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys: age-related and species-related changes
J Bone Joint Surg; 58A: 1074-82
- Noyes F.R., Matthews D.S., Mooar P.A., Grood E.S. (1983a):
The symptomatic anterior cruciate ligament deficient knee; part 2: the results of rehabilitation, activity modification and counseling on functional disability
J Bone Joint Surg; 65A: 163-74
- Noyes F.R., Mooar P.A., Matthews D.S., Butler D.S. (1983b):
The symptomatic anterior cruciate ligament deficient knee; part 1: the long-term functional disability in athletically active individuals
J Bone Joint Surg; 65A: 154-62
- Noyes F.R., Buller D.L., Grood E.S., Zernicke R.F., Hefzy M.S. (1984):
Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions
J Bone Joint Surg; 66A: 344-52
- O'Donoghue D.M. (1950):
Surgical treatment of fresh injuries to the major ligaments of the knee
J Bone Joint Surg; 32A: 721-38
- Parisien J.S. (1994):
Therapeutische Arthroskopie
Chapman&Hall; London, Glasgow, Weinheim, New York, Tokyo, Melbourne, Madras
- Pinczewski L.A., Clingeleffer A.J., Otto D.D., Bonar S.F., Corry I.S. (1997):
Integration of hamstring tendon graft with bone in reconstruction of the anterior cruciate ligament
Arthroscopy 13: 641-43
- Renström P., Arms S.W., Stanwyck T.S., Johnson R.J., Pope M.H. (1986):
Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity
Am J Sports Med; Vol 14, No 1: 83-87

Röhrle H., Scholten K., Sigolotto C., Sollbach W. (1980):
Bewegungsstudie zur Analyse des menschlichen Ganges und zur Ermittlung der maximalen Belastungen des Becken-Bein-Skeletts
BMFT MT 253 / Diss. Med. 11, Dornier Bericht 80/14/B

Rupp S., Hopf T., Hess T., Seil R., Kohn D.M. (1999):
Resulting tensile forces in the human bone-patellar-tendon-bone graft: direct force measurement in vitro
Arthroscopy 15: 179-84

Schabus R. (1988):
Die Bedeutung der Augmentation für die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes
Acta Chir Austr 76: 1-48

Schatzmann L., Brunner P., Stäubli H.U. (1998):
Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 6 [Suppl 1]: 56-61

Shelbourne K.D., Rask B.P. (1998):
Controversies with anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation
Am J Knee Surg; 11: 136-43

Sigmund F. (1997):
In-vitro-Bestimmung der Bruchlast des vorderen Kreuzbandes im dynamischen Lastfall
Sportorthopädie – Sporttraumatologie 13.4 (1997): 225-29

Stark J. (1850):
Two cases of rupture of the cruciate ligament of the knee joint
Edinburgh Med Surg 74: 267-69

Stäubli H.U., Schatzmann L., Brunner P., Rincón L., Nolte L.-P. (1999):
Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults
Am J Sports Med; Vol 27, No 1: 27-34

Steiner M.E., Aaron T.H., Brown C.H. Jr., Hayes W.C. (1994):
Anterior cruciate ligament graft fixation: comparison of hamstring and patellar tendon grafts
Am J Sports Med; Vol 22, No 2: 240-47

Tohyama H., Beynnon B.D., Johnson R.J., Renström P.A., Arms S.W. (1996):
The effect of anterior cruciate ligament graft elongation at the time of implantation on the biomechanical behavior of the graft and knee
Am J Sports Med; Vol 24: 608-14

Tscherne H., Lobenhoffer P., Blauth M., Hoffmann R. (1987):
Primäre Rekonstruktion von Kapselbandverletzungen des Kniegelenkes
Orthopäde 16: 113-29

Wascher D.C., Markolf K.L., Shapiro M.S., Finerman G.A. (1993):
Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments: part 1
J Bone Joint Surg; 75A; No 3: 377-85

Wallace M.P., Hull M.L., Howell S.M. (1998):
Can an isometer predict the tensile behavior of a double-looped hamstring graft during
anterior cruciate ligament graft reconstruction?
J Orthop Res; Vol 16, No 3: 386-93

Wirth C.J. (1989):
Kreuzbandverletzungen des Kniegelenks
Orthopäde 18: 302

Woo S.L-Y., Hollis J.M., Adams D.J., Ljon R.M., Takai S. (1991):
Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects
of specimen age and orientation
Am J Sports Med; Vol 19; No 3: 217-25

9. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. W. Plitz und Herrn Dr. F. Sigmund für die Überlassung des Themas und ihre vielfältigen, immer verständnisvollen Hilfestellungen bei der Bewältigung zahlreicher Probleme.

Außerdem möchte ich mich bei allen Mitarbeitern im Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie in München-Großhadern für die freundliche und angenehme Zusammenarbeit bedanken, insbesondere bei Herrn Dipl.-Ing. C. Ettinger, der mir stets geduldig in vielen Fragestellungen weiterhalf.

Auch Schwester Elisabeth vom Klinikum Großhadern bin ich für ihre Hilfe zu Dank verpflichtet.

Schließlich möchte ich mich bedanken bei der Fa. Ethicon für ihre Spende des für die Versuche benötigten Nahtmaterials und bei der Fa. Arthrex für die Leihgabe des femoralen Zielgeräts.

10. Curriculum vitae

Persönliche Daten:

Name, Vorname: Luciani, Etienne
Geburtsdatum/-ort: 19.2.1976 in München
Staatsangehörigkeit: deutsch und französisch
Familienstand: ledig

Schul Ausbildung:

1982 – 1985 Grundschule am Ravensburger Ring in München
1985 – 1994 Karlsgymnasium München-Pasing: Abschluß Abitur 1994

Hochschulausbildung:

11/94 –04/01 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München:

Examen: Ärztliche Vorprüfung 09/96
1.Abschnitt der Ärztlichen Prüfung 03/98
2.Abschnitt der Ärztlichen Prüfung 04/00
3.Abschnitt der Ärztlichen Prüfung 04/01

Praktisches Jahr:

04/00-06/00: Pulmonologie und Rheumatologie an der Mt. Sinai School of Medicine (New York)
06/00-08/00: Kardiologie am Krankenhaus München-Schwabing
08/00-12/00: Herz- und Thoraxchirurgie am Hôpital Arnaud de Villeneuve (Montpellier)
12/00-03/01: Orthopädie am Klinikum Großhadern (München)

Beruf:

09/01 Antritt der Stelle als Arzt im Praktikum in der Kardiologie am Deutschen Herzzentrum München